

Wolfgang Stieß

VERGLEICH
ZWISCHEN OSZILLATORISCH
UND GANZKÖRPERPLETHYSMOGRAPHISCH
BESTIMMTEM ATEMWEGSWIDERSTAND
BEI PATIENTEN MIT VERSCHIEDENEN
BRONCHOPULMONALEN
ERKRANKUNGEN

Diss. München
1904





Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554004_0057

Aus der I. Medizinischen Klinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. G. Riecker

Abteilung für Pneumologie

Leiter: Prof. Dr. med. G. Fruhmann

VERGLEICH ZWISCHEN OSZILLATORISCH UND GANZKÖRPERPLETHYS-
MOGRAPHISCH BESTIMMTEM ATEMWEGSWIDERSTAND BEI PATIENTEN
MIT VERSCHIEDENEN BRONCHOPULMONALEN ERKRANKUNGEN

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

WOLFGANG STIESS

aus Vilsbiburg

1983

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. G. Fruhmann
Mitberichterstatter: Prof. Dr. G. Riecker
Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 19. 1. 1984

DISSERTATIONS - UND FOTODRUCK FRANK GmbH
8000 München 2, Gabelsbergerstraße 15, Tel. 2809090

1.	Einleitung	S. 1
2.	Methodik	S. 3
2.1.	Ganzkörperplethysmographie und Oszillationsmethode	S. 3
2.1.1.	Ganzkörperplethysmographie	S. 4
2.1.2.	Oszillationsmethode	S. 6
2.1.2.1.	Grundprinzipien	S. 6
2.1.2.2.	Meßmethode	S. 7
2.1.2.3.	Technische Durchführung	S. 10
2.1.2.4.	Vereinfachung des Meßprinzips	S. 10
2.1.2.5.	Versuchsanordnung	S. 11
2.2.	Provokations- und Broncholyse-Test	S. 12
2.2.1.	Acetylcholin-Test	S. 12
2.2.2.	Salbutamol-Test	S. 13
2.2.3.	Statistische Methode	S. 13
2.3.	Probanden	S. 15
2.3.1.	Gesamtkollektiv	S. 15
2.3.2.	Patientenkollektive	S. 16
2.3.2.1.	Unspezifische, akut und chronisch obstruktive Lungenerkrankungen	S. 17
2.3.2.2.	Lungenfibrosen	S. 17
2.3.2.2.1.	Unsichere Lungenfibrosen	S. 17
2.3.2.2.2.	Lokalisierte Lungenfibrosen	S. 17
2.3.2.2.3.	Diffuse Lungenfibrosen	S. 18
2.3.2.3.	Pleuraveränderungen	S. 18
2.3.2.4.	Mediastinale Raumforderungen	S. 18
2.3.2.4.	Lungenresektionen	S. 18
2.3.2.6.	Thoraxdeformitäten	S. 18

2.3.2.7.	Zirkulatorische Störungen	S. 19
2.3.2.7.1.	Rechtsherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge	S. 19
2.3.2.7.2.	Linksherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge	S. 19
2.3.2.8.	Pneumonien	S. 19
2.3.2.9.	Funktionelle Syndrome	S. 19
2.3.3.	Provokations- und Broncholyse-Test	S. 20
2.3.3.1.	Acetylcholin-Test	S. 20
2.3.3.2.	Salbutamol-Test	S. 20
3.	Ergebnisse	S. 21
3.1.	Gesamtkollektiv	S. 21
3.2.	Vergleich der Ergebnisse von Frauen und Männern	S. 24
3.3.	Patientenkollektive	S. 26
3.3.1.	Unspezifische, akut und chronisch obstruktive Lungenerkrankungen	S. 26
3.3.2.	Lungenfibrosen	S. 28
3.3.2.1.	Unsichere Lungenfibrosen	S. 28
3.3.2.2.	Lokalisierte Lungenfibrosen	S. 29
3.3.2.3.	Diffuse Lungenfibrosen	S. 31
3.3.3.	Pleuraveränderungen	S. 32
3.3.4.	Mediastinale Raumforderungen	S. 33
3.3.5.	Lungenresektionen	S. 35
3.3.6.	Thoraxdeformitäten	S. 36
3.3.7.	Zirkulatorische Störungen	S. 37
3.3.7.1.	Rechtsherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge	S. 37
3.3.7.2.	Linksherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge	S. 39
3.3.8.	Pneumonien	S. 40
3.3.9.	Funktionelle Syndrome	S. 42
3.3.10.	Übersichtstabelle aller Korrelations- koeffizienten	S. 44

3.4.	Provokations- und Broncholyse-Test	S. 50
3.4.1.	Acetylcholin-Test	S. 50
3.4.2.	Salbutamol-Test	S. 53
4.	Diskussion	S. 56
4.1.	Gesamtkollektiv	S. 56
4.2.	Vergleich zwischen den Ergebnissen von Frauen und Männern	S. 60
4.3.	Patientenkollektive	S. 61
4.4.	Provokations- und Broncholyse-Test	S. 64
4.4.1.	Acetylcholin-Test	S. 64
4.4.2.	Salbutamol-Test	S. 65
5.	Vor- und Nachteile der oszillatorischen gegenüber der ganzkörperplethysmographi- schen Atemwiderstandsmessung	S. 66
6.	Zusammenfassung	S. 68
	Literaturverzeichnis	S. 71
	Lebenslauf	S. 84

Abkürzungen

D_{co} -SB	= CO-Diffusionskapazität nach der Single-breath-Methode
D_{co} -SS	= CO-Diffusionskapazität nach der Steady-state-Methode
FEV_1	= 1-Sekundenkapazität in % der Vitalkapazität (Tiffeneau-Test)
PO_2	= Sauerstoffpartialdruck
R_{aw}	= Atemwegswiderstand in $kPa \cdot l^{-1}s$, ganzkörperplethysmographisch bestimmt.
R_{os}	= oszillatorisch bestimmter Atemwiderstand in $kPa \cdot l^{-1}s$
RV	= Residualvolumen
TC	= Totalkapazität
VC	= Vitalkapazität
n	= Fallzahl
r	= linearer Korrelationskoeffizient

1. Einleitung

Akut und chronisch obstruktive Atemwegserkrankungen sind gegenwärtig in unserer Bevölkerung die häufigsten aller broncho-pulmonalen Erkrankungen und sowohl sozialmedizinisch als auch arbeitsmedizinisch sowie volkswirtschaftlich von großer Bedeutung (71,91). Deshalb ist die quantitative Bestimmung des Strömungswiderstandes der Atemwege für die exakte Diagnose und zur Objektivierung eines Therapieerfolges wichtig.

Der Wert einer Messung des Atemwegwiderstandes mit dem Ganzkörperplethysmographen bleibt unbestritten (48,88). Dieses Verfahren zählt jedoch zu den apparativ aufwendigen Untersuchungen in der Lungenfunktion. Der technische Aufwand und der hohe Preis erschweren eine Anwendung auf breiter Basis in der Praxis des niedergelassenen Arztes oder im arbeitsmedizinischen Bereich. Für die Früherkennung von Atemwegsobstruktionen und somit auch die Prophylaxe chronischer Stadien ist jedoch die weite Verbreitung einer objektiven und leicht praktikablen Methode wünschenswert (73,78).

Die Messung des forcierten Expirationsstoßes (1-Sekundenkapazität, Pneumometerwert) stellt heute nach der Auskultation die Grundlage der allgemeinärztlichen und arbeitsmedizinischen Untersuchung des Bronchialsystems dar, obwohl sie in vieler Hinsicht in ihrem diagnostischen Wert unbefriedigend bleibt (23,71). Zudem hängt diese Methode sehr vom Verständnis und der Mitarbeit des Patienten ab. Dieser Nachteil kann insbesondere bei gutachterlichen Untersuchungen oftmals Probleme bereiten (13).

Deshalb suchte man seit geraumer Zeit ein Verfahren zu finden, das die Vorteile der Ganzkörperplethysmographie besitzt und zugleich billiger und leichter zu handhaben ist.



Im Jahre 1956 veröffentlichten DUBOIS et al. zwei Meßprinzipien zur Objektivierung von Atemwegsobstruktionen: Die Ganzkörperplethysmographie (11), die in der Folgezeit große Bedeutung erlangen sollte, und die Oszillationsmethode (12).

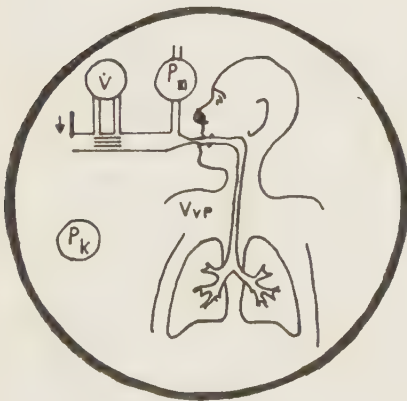
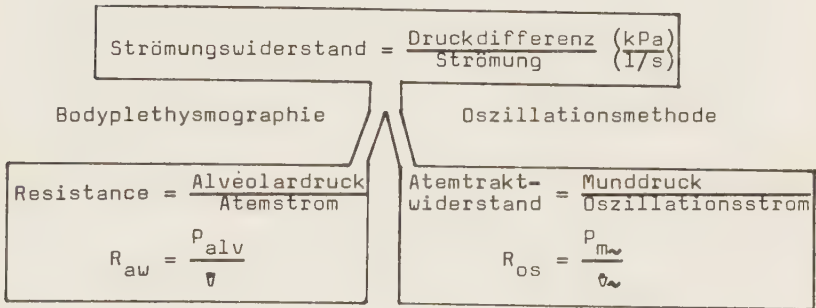
DUBOIS zeigt hier, daß man der Atmung eine höherfrequente Luftbewegung überlagern kann und daß die dabei auftretenden Drucke auf den Strömungswiderständen beruhen, die die Atemwege dieser Oszillation entgegensetzen. Der Nachteil dieser Methode war, abgesehen vom hohen finanziellen Aufwand, die schwierige Auswertung und der große technische Apparat.

Seither wurden viele Versuche unternommen, dieses Meßprinzip zu verwirklichen (14,17,24,37,47,52,55,58,66,78,79,82,83), doch keine der Varianten kam über das Versuchsstadium hinaus und konnte - aus technischen oder aus Kostengründen - einen Platz in der Routinediagnostik einnehmen.

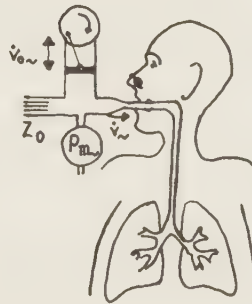
Die Gruppe um SMIDT hat nun zusammen mit KORN und anderen Mitarbeitern der Siemens AG die Oszillationsmethode vereinfacht und mit dem Siregnost FD 5 (Hersteller: Siemens/Erlangen) ein Oszillationsgerät entwickelt, das sich durch einfache und zeitsparende Handhabung sowie durch relativ geringe Kosten auszeichnet (20,41,42,64,77,81). Ziel meiner Untersuchungen war es, einen Vergleich zwischen oszillatorischer und ganzkörperplethysmographischer Atemwegswiderstandsmessung zu ziehen und herauszufinden, in welchem Umfang das neue Gerät den seit langen bewährten Ganzkörperplethysmographen zu ersetzen oder zu ergänzen vermag.

2. Methodik

2.1. Ganzkörperplethysmographie und Oszillationsmethode



$$R_{aw} = f(\dot{V}, P_k, P_m, V_{vp})$$



$$R_{os} = f(P_{m\sim})$$

Abb.1 Gegenüberstellung der plethysmographischen und der oszillatorischen Widerstandsmessung (40).

2.1.1. Ganzkörperplethysmographie

Durch Veränderungen in den Atemwegen kommen Strömungswiderstände zustande. Der Strömungswiderstand des Tracheobronchialbaums ist der pathophysiologisch wichtigste Parameter der Atemmechanik. Es gibt kaum eine Erkrankung des Respirationstraktes, die nicht mit einer Erhöhung dieses Meßwertes einhergehen könnte (88). Er wird als Atemwegswiderstand, als endobronchialer Strömungswiderstand oder als Resistance (R_{aw}) bezeichnet. Die Resistance ist definiert durch eine Druckströmungsbeziehung zwischen dem Alveolardruck (P_{alv}) bzw. der Druckdifferenz (ΔP_{alv}) zwischen Alveolardruck und Aussendruck und der Atemstromstärke ($\dot{V}$).

$$\text{Resistance } (R_{aw}) = \frac{\text{Alveolardruck } (P_{alv})}{\text{Atemstrom } (\dot{V})} \hat{=} \frac{\Delta P_{alv}}{\dot{V}}$$

Die Maßeinheit ist $\text{kPa l}^{-1}\text{s}$.

Mit dem Ganzkörperplethysmographen wird der Atemwegswiderstand gemessen. Das Meßprinzip besteht vereinfacht dargestellt darin, daß der Patient in einer luftdicht verschlossenen Kammer durch ein Pneumotachographenrohr atmet. Man erhält hierdurch das Strömungsvolumen pro Zeiteinheit in l/sec (76). Der Alveolardruck ist nicht direkt meßbar und muß daher indirekt über den Kammerdruck bestimmt werden: Durch die Thoraxbewegung wird die Luft in der Kammer komprimiert und gedehnt. Aufgrund des Boyle-Mariotte'schen Gesetzes stehen intrapulmonaler Druck und Kammerdruck in einem umgekehrt proportionalen Verhältnis zueinander. Somit läßt sich aus der Kammerdruckänderung die Alveolar-(intrapulmonale) Druckänderung ermitteln (64). Mit empfindlichen Druckmanometern können die Atemdrücke gemessen werden. Während eines gesamten Atemzyklus registriert man nun mit Hilfe eines 2-Koordinatenschreibers Atemstromstärke (y-Achse)

und Kammerdruck (x-Achse) synchron gegeneinander. Das Atemrohr wird dann durch ein Ventil verschlossen. Bei Inspirationsbewegung fällt der Alveolardruck = Munddruck ab, der Kammerdruck steigt; das umgekehrte Verhalten findet sich bei der Expiration. Registriert man auf einem 2-Koordinatenschreiber die Größen ΔP_{alv} und ΔP_K , so erhält man eine Gerade (Verschlußdruckkurve), deren Steigung ($\text{tg}\alpha$) das Verhältnis $\Delta P_{\text{alv}}/\Delta P_K$ wiedergibt.

Der Quotient aus der Steigung der Verschlußdruckkurve $\text{tg}\alpha = \frac{\Delta P_{\text{alv}}}{\Delta P_K}$ und der Steigung der Druck-Strömungskurve

$\text{tg}\beta = \frac{\dot{V}}{\Delta P_K}$ ergibt die Resistance.

$$R = \frac{\text{tg}\alpha}{\text{tg}\beta} = \frac{\Delta P_{\text{alv}}}{\dot{V}} \quad (88)$$

Die Messung erfolgt bei einer relativ niedrigen Frequenz, nämlich der Atemfrequenz von ca. 0,3 Hz und damit quasi-stationär (40).

Die Bestimmung des Atemwegwiderstands (R_{aw}) wurde mit einem volumenkonstanten Ganzkörperplethysmographen der Firma Jaeger/Würzburg durchgeführt.

2.1.2. Oszillationsmethode

2.1.2.1. Grundprinzipien

Bei allen Oszillationsmethoden (17,24,35,41,47,74,78,82) wird der Atmung durch einen Strömungs- oder Druckgenerator eine höherfrequente Wechselströmung überlagert. Diese Wechselströmung fließt nicht nur als Gasstrom in den Atemwegen, sondern sie läßt das Körpergewebe mit-schwingen und kann sich damit als echter "Verschiebungs-strom" durch die Thoraxwand nach außen fortsetzen (ana-log zum elektrischen Verschiebungsstrom durch das Die-lektrikum eines Kondensators). So ist der (Wechsel-) Stromkreis vom Strömungsgenerator über die Atemwege und die Thoraxwand nach außen geschlossen. In die Messung gehen aber nicht nur die Strömungswiderstände der Atem-wege ein, sondern zusätzlich die Dehnbarkeit des Bron-chialsystems, der Lunge und der Thoraxwand, die Kompres-sibilität des thorakalen Gasvolumens, die viskösen Wi-derstände sowie die Massenträgheit von Lungen- und Tho-raxgewebe (12,70). Aus diesem Grund wird die Meßgröße nicht mehr Atemwegswiderstand, sondern Atemwiderstand genannt. Wegen dieser "Durchlässigkeit" des Lungengewebes für die Oszillationsströmung ist die Kenntnis des Alveo-lardrucks nicht mehr erforderlich. Verwendet man als Strömungsgenerator eine geeignete Kolben- oder Membran-pumpe, deren Strömung bekannt ist, genügt die alleinige Bestimmung des Wechseldrucks im Mundraum (20). Aus dem Verhältnis von Wechseldruck und Wechselströmung läßt sich nun der Widerstand des Atemtrakts bestimmen.

2.1.2.2. Meßmethode

Zur genauen Beschreibung der Meßmethode verwenden KORN (40) und SMIDT et al. (77) pneumatisch-elektrische Analogien und führen die Berechnungen nach dem Formalismus der komplexen Wechselstromtheorie durch (27,57).

Der Atemtrakt ist als komplexer Strömungswiderstand aufzufassen, der sich aus einer Vielzahl von Einzelkomponenten zusammensetzt (12,18,40). Vereinfacht dargestellt bildet die Trachea einen induktiven Widerstand, zusätzlich, wegen der Reibungsverluste, einen kleinen reellen Widerstand. In den weiter peripher gelegenen Atemwegen kommt diese reelle Komponente, vor allem bei Obstruktionen, stärker zum Ausdruck. Das thorakale Gasvolumen ist kompressibel und bildet somit einen kapazitiven Widerstand, ebenso wie die beweglichen Membranen von Lunge und Thorax. Zu einer reellen Widerstandskomponente führen Reibungsverluste im viskösen Lungengewebe.

Dieser komplexe Strömungswiderstand mit seinen Teilkomponenten induktiver Widerstand ($j\omega L$), reeller Widerstand (R) und kapazitiver Widerstand ($\frac{-j}{\omega C}$) wird beschrieben durch seine Impedanz $\underline{Z}$ (78). (Abb.2)



Abb. 2 Elektrische Analogie für den Atemtrakt.

$\underline{Z}$ = Impedanz; R = Widerstand; L = Induktivität; C = Kapazität; ω = Kreisfrequenz; $j = \sqrt{-1}$ = Einheit der imaginären Zahlen.

Werden die verschiedenen Widerstandskomponenten in der "komplexen Ebene" in Form von Pfeilen eingetragen - ihr Betrag entspricht dabei der Länge und der mit der x-Achse eingeschlossene Winkel dem Phasenwinkel - so erhält man durch "vektorielle Addition" die Impedanz $\underline{Z}$ (57).

Siehe Abb.3.

Die Impedanz $\underline{Z}$ wird durch den Realteil (Re) und den Phasenwinkel (ϕ) beschrieben.

$$\underline{Z} = Z e^{j\phi} = \text{Re} (1 + j \tan \phi)$$

Z = Betrag; ϕ = Phasenwinkel; Re = Realteil; $j = \sqrt{-1}$ = Einheit der imaginären Zahlen.

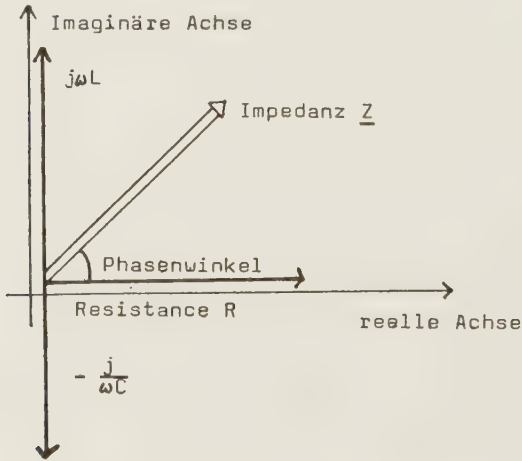


Abb.3 Komplexe Ebene. Die vektorielle Addition von R , $j\omega L$ und $-\frac{j}{\omega C}$ ergibt die Impedanz $\underline{Z}$.

Im elektrischen Ersatzschaltbild (Abb.4) sind Druck und Impedanz komplexe Größen (20).



Abb.4 Elektrisches Ersatzbild zu Abb.1. Für die eingepreßte Oszillationsströmung $\underline{\dot{V}}$ sind die Widerstände $\underline{Z}_0$ und $\underline{Z}_x$ parallel geschaltet. $\underline{Z}_0$ ist der Referenzwiderstand, $\underline{Z}_x$ der unbekannte Widerstand des Atemtraktes. $\underline{P}_M$ ist der Wechsel-
druck im Mundraum.

$$\text{Es gilt daher: } \frac{\dot{V}}{\underline{P}_M} = \frac{1}{\underline{Z}_0} + \frac{1}{\underline{Z}_x}; \quad \underline{Z}_x = \frac{1}{\frac{\dot{V}}{\underline{P}_M} - \frac{1}{\underline{Z}_0}}$$

Wenn also $\dot{V}$ und $\underline{Z}_0$ bekannt sind, dann ist der gesuchte Atemwiderstand $\underline{Z}_x$ durch die Messung des Wechseldruckes $\underline{P}_M$ bestimmbar. Die graphische Lösung dieser Gleichung ist die Darstellung der Signale $\underline{P}_M$ und ϕ auf dem Phasendiagramm (Abb.5). Realteil $\text{Re}(\underline{Z})$ und Phasenwinkel des Atemwiderstandes können unmittelbar abgelesen werden.

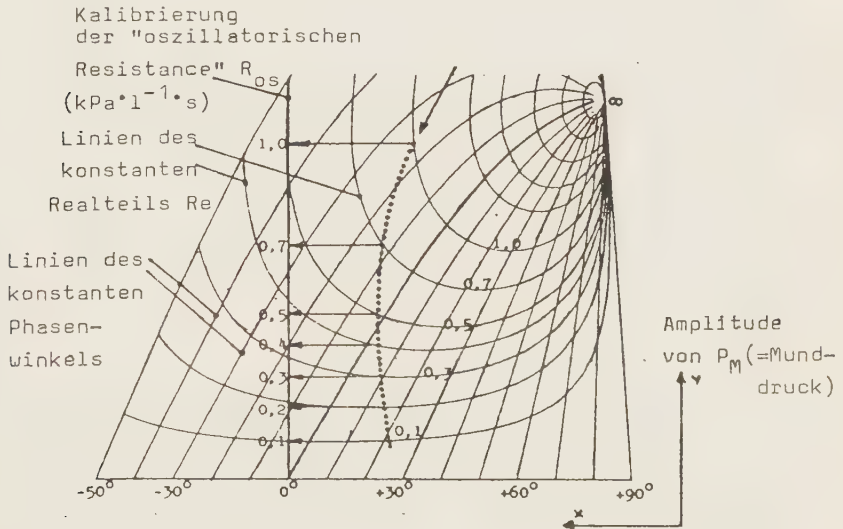


Abb.5 Phasendiagramm

Als Referenzwiderstand $\underline{Z}_0$ wurde ein sogenannter induktiver Referenzwiderstand in Form eines Schlauches gewählt (20). Der Vorteil hierbei ist, daß der Strömungswiderstand des Schlauches frequenzabhängig ist, analog zu einer elektrischen Induktivität mit kleinem Realteil und hohem positiven Imaginärteil des Widerstandes. So stellt er für die niederfrequente Atmung einen kleinen Widerstand dar, der sie nur wenig behindert, für die Oszillationsströmung jedoch einen großen.

2.1.2.3. Technische Durchführung

Der Proband atmet praktisch unbehindert Raumlufte durch einen Schlauch von 0,8 m Länge und 11 mm Durchmesser. Sein Totraum beträgt 100 ml. Am Mundstück prägt eine ventillose Membranpumpe P (Hubvolumen 1,4 ml) einen mit 10 Hz oszillierenden Volumenstrom $\dot{V}$ ein, der sich entsprechend dem Widerstandsverhältnis zwischen dem Atemtrakt und dem Schlauch aufteilt. Der dabei am Mundstück entstehende Wecheldruck wird von einem Mikrophon erfaßt; das Signal, das der Amplitude seiner Grundwelle entspricht, nach Filterung, Gleichrichtung und Glättung auf die y-Achse eines xy-Schreibers gegeben. Ein zweites Signal, das dem Phasenwinkel Φ entspricht, d.h. der Phasenverschiebung zwischen Munddruck P_M und der Oszillationsströmung, wird aus dem gefilterten Drucksignal und der Stellung der Membranpumpe ermittelt und auf den x-Kanal des xy-Schreibers übertragen. Die beiden Signale P_M und Φ werden mit dem xy-Schreiber auf speziellem Koordinatenpapier (Phasendiagramm) aufgetragen (Abb.5).

2.1.2.4. Vereinfachung des Meßprinzips

Modellversuche (20,27) und Messungen an Gesunden und Kranken (19,36) haben ergeben, daß zwischen Realteil und Phasenwinkel, bzw. zwischen Realteil und Blindwiderstand eine enge Korrelation besteht. Dies führte zu einer Vereinfachung des Meßprinzips: Die in den beiden Meßgrößen Realteil und Phasenwinkel enthaltene Information wurde in einer einzigen Meßgröße zusammengefaßt, die bei einfacherer Darstellung und Verarbeitung fast genauso aussagekräftig sein sollte (42). Messungen von BÜLSKEI (7) zeigen, daß bei niedrigen Widerstandwerten der Phasenwinkel positiv (0° bis $+30^\circ$), bei höheren Werten negativ (0° bis -40°) ist. In der Abb. 5 ist diese Abhängigkeit durch eine gepunktete Linie dargestellt. Projiziert man die Schnittpunkte dieser Linie mit den Linien der "konstanten Resistenzen" auf eine senkrechte Achse (der Druckamplitude entsprechend), so erhält

man eine näherungsweise lineare Skala bis zu $1,0 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$. Auf diese Weise kann man das Drucksignal linear in Widerstands - Einheiten kalibrieren und den Phasenwinkel vernachlässigen. Die oszillatorische Resistance heißt R_{os} . Obwohl durch diese Vereinfachung ein Teil der Information verloren geht, überwiegt doch der Vorteil, R_{os} direkt ablesen zu können (7,40,77).

2.1.2.5. Versuchsanordnung

Die oszillatorische Atemwiderstandsmessung (R_{os}) erfolgte mit dem Siregnost FD 5 der Firma Siemens Erlangen bei Ruheatmung am aufrecht sitzenden Probanden, der eine Nasenklemme trug. Zur Auswertung von R_{os} wurde die gedämpfte Amplitude des über mehrere Atemmanöver zeitlich gemittelten Wertes herangezogen.

2.2. Provokations- und Broncholysetest

2.2.1. Acetylcholin-Test

Besteht Verdacht auf ein überempfindliches Bronchialsystem, so stellt der Anstieg des Strömungswiderstandes in den Atemwegen nach Inhalation von Acetylcholinchloridlösung einen wesentlichen Schritt in der definitiven Diagnostik dar (8,39,72,86).

Acetylcholinchlorid wird im Gewichtsverhältnis 1:100 in Aqua bidest. gelöst.

Die Probanden inhalieren mit dem Pari-Inhalator nach maximaler Expiration bis zur vollständigen Inspiration das Aerosol. Sie werden aufgefordert, die Luft kurz anzuhalten und Hustenreiz nach Möglichkeit zu unterdrücken.

Insgesamt werden auf diese Art fünf Atemzüge des Aerosols inhaliert. Da die Vitalkapazität mit Alter, Gewicht und Größe korreliert (1), wird durch Inhalation eines Vielfachen der Vitalkapazität eine Dosierung erreicht, die den individuellen Gegebenheiten gerecht wird.

Vor und unmittelbar nach der Inhalation von Acetylcholin wird der ganzkörperplethysmographische Atemwegwiderstand (R_{aw}) und die oszillatorische Resistance (R_{os}) registriert.

Der Acetylcholin-Test wird bei einem Anstieg des Atemwegwiderstandes (R_{aw}) um $0,25 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ und mehr (Ausgangswert unter $0,40 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) als positiv betrachtet (39,59).

2.2.2. Salbutamoltest

Die Objektivierung der bronchodilatorischen Wirkung verschiedener Pharmaka zählt zu den wichtigsten Aufgaben eines Lungenfunktionslabors (50). Sie ist für die Differentialdiagnose von Obstruktionen funktioneller, reversibler Natur und Obstruktionen durch Schleim oder anatomische Hindernisse (Tumoren, Kompression der Bronchien durch vergrößerte Lymphknoten), vor allem aber für eine effiziente Therapie von großer Bedeutung (75,76). Zur Beurteilung des β_2 -Sympathomimetikums Salbutamol (Sultanol^R) werden 1,25 mg dieses Mittels, in 2ml physiologischer Kochsalzlösung gelöst, dem Probanden mit einem Pari-Inhalator als Aerosol zugeführt. Unmittelbar vor und 10 Minuten nach Applikation dieses Pharmakons wird die ganzkörperplethysmographische Resistance (R_{aw}) und der oszillatorische Atemwiderstand (R_{os}) gemessen.

2.2.3. Statistische Methode

Als Maß für die Straffheit des wechselseitigen Zusammenhanges zwischen zwei gemessenen Größen wurde der lineare Korrelationskoeffizient r bestimmt (92):

$$r_{xy} = S_{xy} / \sqrt{S_{xx} \cdot S_{yy}}$$

Der Unterschied der Mittelwerte wurde auf Signifikanz mittels des t-Tests geprüft (92):

$$\text{Formel: } \frac{\frac{\sum_{i=1}^n d_i^2 - N \cdot \overline{Md}^2}{N(n-1)}}{\overline{Md}} = t \left(1 - \frac{\alpha}{2} \cdot N - 1 \right)$$

Um die Signifikanz des Streuungsunterschiedes vor und nach der Acetylcholin-Inhalation (bzw. der Sultanol-Inhalation) zu überprüfen, wurde der F-Test herangezogen (92):

$$\text{F-Test: } F = \frac{\text{Varianz nach Ach-Inhalation (vor Sultanol)}}{\text{Varianz vor Ach-Inhalation (nach Sultanol)}}$$

2.3. Probanden

2.3.1. Gesamtkollektiv

Es wurden 958 Patienten im Alter zwischen 11 und 82 Jahren (Mittel $47 \pm 18,2$) untersucht. 556 der Patienten waren Männer, 402 Frauen.

Das Patientengut war nicht selektiert; es handelte sich um konsekutive Zuweisungen an das Lungenfunktionslaboratorium der Pulmonologischen Abteilung, I. Medizinische Klinik des Klinikums Großhadern, Universität München, innerhalb eines Zeitraums von 11 Monaten.

Bei allen Patienten erfolgte die Bestimmung des Atemwegwiderstands (R_{aw}) mit einem volumenkonstanten Ganzkörperplethysmographen, sowie die oszillatorische Atemwiderstandsmessung (R_{os}) mit dem Siregnost FD 5.

Zusätzlich führten wir bei einem Großteil der 958 Patienten spirometrische Messungen durch: Vitalkapazität (VC) 748 Fälle; Residualvolumen (RV) 472 Fälle; Totalkapazität (TC) 428 Fälle; Tiffeneau-Test zur Bestimmung der 1-Sekundenkapazität in Prozent der Vitalkapazität (FEV_1) 738 Fälle. Bei 479 Patienten ermittelten wir die CO-Diffusionskapazität nach der "Single-breath"-Methode (D_{co-SB}), bei 492 nach der "Steady-state"-Methode (D_{co-SS}). Der Sauerstoffpartialdruck (PO_2) wurde bei 749 Patienten bestimmt.

Die differierenden Patientenzahlen bei den verschiedenen Messungen ergeben sich aus der Tatsache, daß es sich um Routineuntersuchungen handelte und die Patienten mit unterschiedlichen Fragestellungen in das Lungenfunktionslaboratorium kamen.

2.3.2. Patientenkollektive

Um die Auswirkungen von pathophysiologisch verschiedenen Lungenerkrankungen auf die Meßergebnisse von R_{aw} und R_{os} zu überprüfen, wurden 12 Patientenkollektive gebildet (Tab.1)

Die Diagnosen stellten die behandelnden Ärzte anhand der Krankengeschichte, der klinischen Symptome, laborchemischer, histologischer und radiologischer Untersuchungsergebnisse.

Tab. 1: Patientenkollektive

-
1. Unspezifische akut und chronisch obstruktive Lungenerkrankungen
 2. Lungenfibrosen
 - a) Unsichere: M.Boeck I, I-II
 - b) Lokale: Bronchialkarzinom, Lungenmetastasen, Tbc
 - c) Diffuse: idiopathische Fibrosen, M.Boeck II-III, III
 3. Pleuraveränderungen: Verschwartungen, Ergüsse
 4. Mediastinale Raumforderungen: Tumoren, tracheale Strumen
 5. Lungenresektionen
 6. Thoraxdeformitäten
 7. Zirkulatorische Störungen
 - a) Rechtsherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge: Cor pulmonale, pulmonale Hypertonie, Lungenembolien
 - b) Linksherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge: Mitralvitien, kardial bedingte Stauungen
 8. Pneumonien
 9. Funktionelle Syndrome
-

2.3.2.1. Unspezifische, akut und chronisch obstruktive Lungenerkrankungen

Diese Patientengruppe, mit 504 Probanden die größte des Gesamtkollektivs, umfaßt die chronischen, unspezifischen obstruktiven Atemwegserkrankungen (56), nämlich Asthma bronchiale, chronische Bronchitis und die verschiedenen Formen des obstruktiven Emphysems. Eine weitere Differenzierung dieser Gruppe erwies sich auf Grund der pathophysiologischen Gemeinsamkeiten und der Überschneidungen der klinischen Krankheitsbilder als nicht zweckmäßig (9,75).

2.3.2.2. Lungenfibrosen

2.3.2.2.1. Unsichere Lungenfibrosen

In der Annahme, daß der Vergleich zwischen R_{os} , R_{aw} und den anderen Lungenfunktionsgrößen wichtige Informationen für eine frühzeitige Diagnose und für die Differentialdiagnose der ersten Stadien einer Sarkoidose liefern könnte, wurde dies Patientengruppe zusammengestellt. Sie besteht aus 22 Patienten, bei denen aufgrund des klinischen, radiologischen und in der Mehrzahl der Fälle auch histologischen Befundes die Diagnose M.Boeck im Stadium I bzw. I-II gestellt worden war.

2.3.2.2.2. Lokalisierte Lungenfibrosen

Die folgende Gruppe zählt 54 Patienten. Bronchialkarzinome, Lungenmetastasen und tuberkulöse Restzustände werden hier als Ausdruck einer lokalisierten Fibrosierung des Lungengewebes zusammengefaßt.

2.3.2.2.3. Diffuse Lungenfibrosen

Diffuse interstitielle Lungenfibrosen (Hamman-Rich-Syndrom) und Lungenfibrosen bekannter Genese im Rahmen einer progressiven Sklerodermie, einer exogen allergischen Alveolitis (Farmerlunge), einer Pneumokoniose (Silikose) oder einer Sarkoidose im Stadium II-III, bzw. Stadium III sind die Erkrankungen, die in diesem Kollektiv (insgesamt 37 Patienten) gesammelt wurden,

2.3.2.3. Pleuraveränderungen

16 Patienten umfaßt die folgende Patientengruppe. Pleuritiden, Pleuraergüsse und Pleuraschwarten sind die Diagnosen.

2.3.2.4. Mediastinale Raumforderungen

Bei dieser kleinen Gruppe, die nur 6 Patienten zählt, handelt es sich um raumfordernde Prozesse im Mediastinalbereich. Es sind dies retrosternale Strumen und im Mediastinum lokalisierte Tumoren.

2.3.2.5. Lungenresektionen

Die mit nur 5 Patienten kleinste Gruppe der verschiedenen Patientenkollektive beinhaltet Zustände nach Pneumektomien und Lobektomien.

2.3.2.6. Thoraxdeformitäten

Die Gruppe beinhaltet 7 Patienten, die an massiven Deformierungen im Thoraxbereich, bedingt durch idiopathische und rachitische Kyphoskoliosen, leiden.

2.3.2.7. Zirkulatorische Störungen

2.3.2.7.1. Rechtsherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge

Zustand nach Lungenembolie, pulmonale Hypertonie im Rahmen von primären Lungenerkrankungen bzw. Lungengefäßveränderungen und - als Reaktion des Herzens - einige Fälle von Cor pulmonale sind in dieser Gruppe von 15 Patienten zusammengestellt.

2.3.2.7.2. Linksherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge

Insuffizienz des linken Herzens aus myokardialen Ursachen oder durch Klappenfehler bedingt und die daraus resultierenden pulmonalen Krankheitsbilder (Stauungsbronchitis, Lungenödem, Asthma cardiale) sind die Diagnosen bei den 22 Patienten der folgenden Gruppe.

2.3.2.8. Pneumonien

Pneumonien viraler und bakterieller Genese wurden als Ausdruck von akut entzündlichen Störungen der Lunge zusammengefaßt. Dieses Kollektiv besteht aus 9 Patienten.

2.3.2.9. Funktionelle Syndrome

Zu dieser letzten Gruppe zählen 255 Patienten. Sie beinhaltet alle Patienten, die wegen verschiedenen, durch weitergehende Untersuchungen nicht bestätigten Verdachtsdiagnosen, einer Lungenfunktionsprüfung unterzogen wurden. Außerdem finden sich hier diejenigen Patienten, die zur präoperativen Diagnostik wegen fraglicher bronchopulmonaler Störungen überwiesen wurden und bei den sich kein wesentlicher pathologischer Befund herausstellte.

2.3.3. Provokations- und Broncholyse-Test

2.3.3.1. Acetylcholin-Test

Bei 62 Patienten mit Verdacht auf ein überempfindliches Bronchialsystem führten wir den Acetylcholin-Test durch und bestimmten den oszillatorischen (R_{os}) sowie den bodyplethysmographischen Atemwiderstand (R_{aw}) vor und nach der Inhalation.

2.3.3.2. Salbutamol-Test

Zur Beurteilung der Reversibilität einer Bronchialobstruktion wurde bei 135 Patienten mit Asthma bronchiale, chronischer Bronchitis und Lungenemphysem unmittelbar vor und nach Applikation von Salbutamol (Sultanol^R) mit dem Pari-Inhalator die oszillatorische (R_{os}) und die plethysmographische Resistance (R_{aw}) gemessen.

3. Ergebnisse

3.1. Gesamtkollektiv

Der Mittelwert von R_{os} für das gesamte Patientengut beträgt $0,47 \pm 0,21 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$, der von R_{aw} $0,36 \pm 0,30 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$.

Im Normbereich der Ganzkörperplethysmographie

($R_{aw} \leq 0,30 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) (55,56) liegen die Meßwerte von R_{os} im Mittel um 0,17 Einheiten höher als die Vergleichswerte von R_{aw} . Im mittleren Meßbereich ($0,30 < R_{aw} < 0,8 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) stimmen R_{aw} und R_{os} in etwa überein, doch streuen die Werte ganz erheblich. Liegen schwere Bronchialobstruktionen vor ($R_{aw} > 0,8 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$), so ist R_{os} fast immer kleiner als R_{aw} .

Die Gleichung der Regressionsgeraden durch alle Meßwertpaare lautet: $R_{os} = 0,29 + 0,52 R_{aw}$; $r = 0,75$. Im unteren und oberen Meßbereich treten Abweichungen von dieser linearen Gleichung auf. Durch ein Polynom 2. Grades wird die Beziehung zwischen den oszillatorischen und ganzkörperplethysmographischen Werten etwas besser wiedergegeben:

$R_{os} = 2,17 + 0,85 R_{aw} - 0,02 R_{aw}^2$; multipler Korrelationskoeffizient $R = 0,78$ (Abb. 6).

Die obere Normgrenze für den bodyplethysmographischen Wert wird mit $0,30$ bzw. $0,35 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ angegeben (1,53).

Für den oszillatorischen Wert wurde die obere Normgrenze mit $0,40 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ für Männer und $0,45 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ für Frauen festgelegt (64).

Durch das Einzeichnen der oberen Normgrenzen ergeben sich in der Abb. 6 vier Quadranten. Der Quadrant II enthält bei der bodyplethysmographischen Messung ermittelte pathologische Werte, denen ein normaler oszillatorischer Atemwiderstand entspricht. Im Quadranten IV befinden sich Werte mit hohem oszillatorischen Atemwiderstand bei normalem bodyplethysmographischen Atemwegswiderstand.

Im Quadranten II befinden sich lediglich 1,2 % der Fälle. Es handelt sich um 12 Patienten, bei denen einem normalen oszillatorischen Wert von $< 0,45 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ erhöhte ganzkörperplethysmographische Atemwegswiderstände von $> 0,35 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ gegenüberstehen. 218 Patienten, das sind 22,7 % der Grundgesamtheit, zählt der Quadrant IV. Ganzkörperplethysmographische Resistancewerte im Normbereich entsprechen hier oszillatorischen Atemwiderständen $> 0,45 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$.

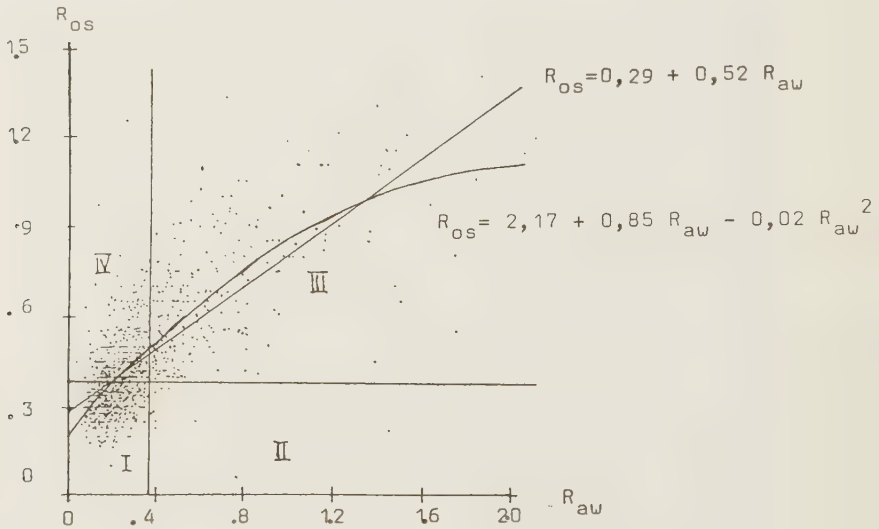


Abb. 6 Korrelation zwischen ganzkörperplethysmographischer (R_{aw}) und oszillatorischer (R_{os}) Resistance bei 958 Parallelbestimmungen. Angegeben sind die quadratische und die lineare Regressionsgleichung.
 R_{os} und R_{aw} in $\text{kPa l}^{-1} \text{s}$.

Im folgenden sollen die Beziehungen von R_{os} und R_{aw} zu anderen diagnostisch bedeutsamen Lungenfunktionsparametern am Gesamtkollektiv geprüft werden. (Tab. 2)

Tab. 2 Korrelationskoeffizienten zwischen oszillatorischem (R_{os}) und ganzkörperplethysmographischem (R_{aw}) Atem(wegs)widerstand zu diagnostisch bedeutsamen Lungenfunktionsgrößen bei 958 Patienten.

Korrelierte Größe	r_{Ros}	r_{Raw}
Alter	0,05	0,08
Gewicht	-0,03	-0,11
Größe	-0,23	-0,14
Relativgewicht %	0,10	-0,02
VC	-0,28	-0,30
RV	-0,14	-0,06
TC	-0,12	-0,05
FEV ₁	-0,33	-0,36
D _{co} -SB	-0,10	-0,12
D _{co} -SS	-0,10	-0,11
PO ₂	-0,35	-0,34

VC: Vitalkapazität; RV: Residualvolumen; TC: Totalkapazität; FEV₁: 1-Sekundenkapazität in Prozent der Vitalkapazität; D_{co}-SB: CO-Diffusionskapazität nach der "Single-breath"-Methode; D_{co}-SS: CO-Diffusionskapazität nach der "Steady-state"-Methode; PO₂: Sauerstoffpartialdruck.

Es finden sich nur geringgradige Beziehungen von R_{os} im Sinne negativer Korrelation zur Körpergröße, VC, FEV₁ und PO₂. R_{aw} korreliert ebenfalls schwach negativ mit VC, FEV₁ und PO₂.

3.2. Vergleich der Ergebnisse von Frauen und Männern

Vergleicht man die Regressionslinien von Frauen ($R_{os} = 2,23 + 0,9 R_{aw} - 0,02 R_{aw}^2$; $R = 0,80$) und Männern ($R_{os} = 2,08 + 0,84 R_{aw} - 0,02 R_{aw}^2$; $R = 0,76$), so zeigt sich, daß die Frauen im gesamten Meßbereich höhere oszillatorisch bestimmte Resistenzwerte aufweisen. Der Mittelwert für R_{os} beträgt für Frauen $0,51 \pm 0,22 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$, für Männer $0,45 \pm 0,20 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$. Bei R_{aw} ist die Differenz zwischen den Geschlechtern etwas geringer: $0,38 \pm 0,32 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ für Frauen; $0,34 \pm 0,28 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ bei Männern. (Abb. 7)

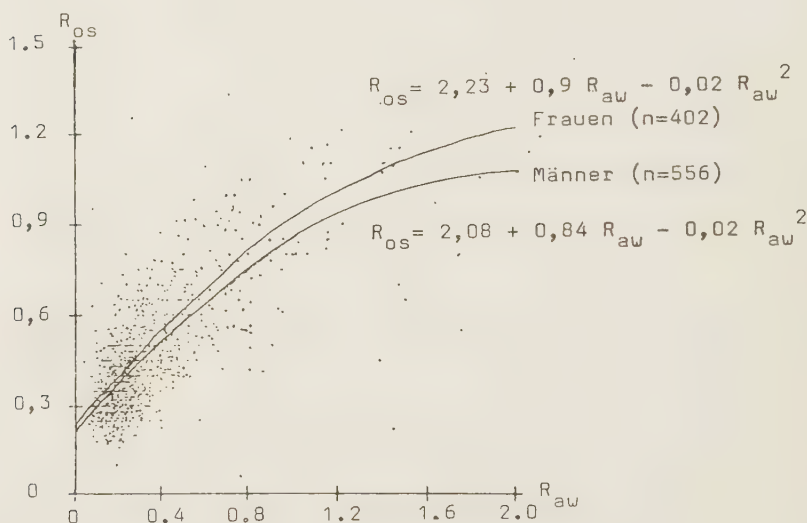


Abb. 7 Gegenüberstellung der quadratischen Regressionskurven von Frauen und Männern.

Zur Überprüfung der Abhängigkeit von R_{os} und R_{aw} von morphometrischen Daten bei Frauen und Männern werden R_{os} und R_{aw} mit dem Alter, dem Körpergewicht, der Größe und dem Relativ-Gewicht korreliert. (Tab. 3 und 4) Das Relativ-Gewicht ist das Körpergewicht in Prozent Sollgewicht nach dem Broca-Index (Sollgewicht in kg = (Körperlänge in cm) minus 100).

Tab. 3 Korrelationskoeffizienten von R_{os} und R_{aw} , jeweils zu morphometrischen Daten von 402 Frauen.

Korrelierte Daten	r_{Ros}	r_{Raw}
Alter	0,07	0,08
Gewicht	0,08	0,04
Größe	-0,19	-0,09
Relativgewicht	0,20	0,10

Tab. 4 Korrelationskoeffizienten von R_{os} und R_{aw} , jeweils zu morphometrischen Daten von 556 Männern.

Korrelierte Daten	r_{Ros}	r_{Raw}
Alter	0,04	0,07
Gewicht	-0,12	-0,21
Größe	-0,25	-0,17
Relativgewicht	0,04	-0,11

Bei Frauen und Männern findet sich eine sehr schwache negative Korrelation zwischen R_{os} und der Körpergröße. Bei den Frauen zeigt sich für beide Widerstandsgrößen außerdem eine ebenso geringe positive Korrelation mit dem Relativgewicht. Angedeutete negative Abhängigkeiten bestehen bei den Männern für R_{aw} vom Gewicht und von der Körpergröße.

3.3. Patientenkollektive

3.3.1. Unspezifische, akut und chronisch obstruktive Lungenerkrankungen

Die Korrelation von R_{os} und R_{aw} ergibt einen linearen Korrelationskoeffizienten von $r = 0,78$. Die zugehörige Regressionsgleichung lautet: $R_{os} = 0,31 + 0,51 R_{aw}$. * Die Mittelwerte ($R_{os} = 0,53$; $R_{aw} = 0,44 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) differieren um 0,09 Maßeinheiten. (Abb. 8)

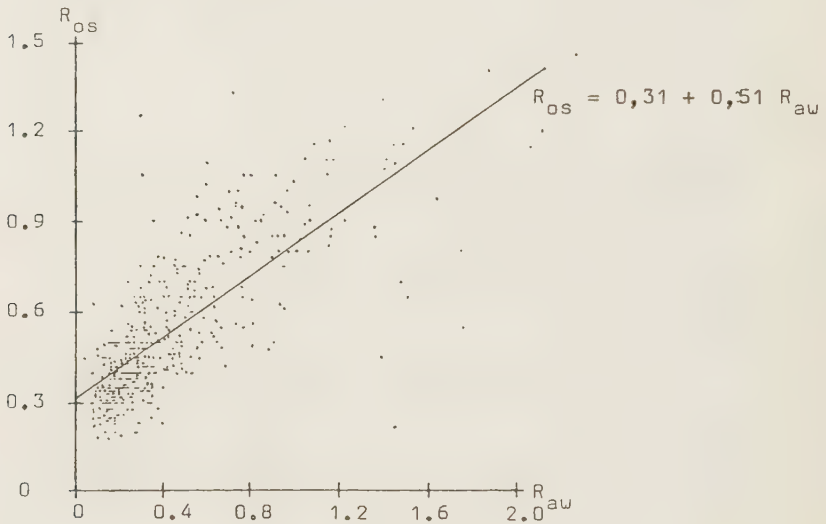


Abb. 8 Lineare Regressionsgerade bei 504 Patienten mit unspezifischen, akut und chronisch obstruktiven Lungenerkrankungen.

* Da zwischen linearer und quadratischer Regression nur geringe Unterschiede bestehen, wird im Folgenden auf die Berechnung der quadratischen Regression verzichtet.

Im Vergleich mit anderen Lungenfunktionsparametern zeigt sich eine negative lineare Korrelation mit VC, die für R_{aw} ($r = -0,45$) etwas deutlicher ausgeprägt ist als für R_{os} ($r = -0,38$). Die FEV_1 korreliert ebenfalls negativ, jedoch für beide Größen in gleicher Weise (R_{os} : $r = -0,42$; R_{aw} : $r = -0,41$). Der Vergleich mit den anderen Parametern ergibt durchwegs negative Korrelationen, die aber niedrigere Korrelationskoeffizienten aufweisen. (Tab.5)

Tab.5 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{os} , R_{aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 504 Patienten mit unspezifischen, akut und chronisch obstruktiven Lungen-erkrankungen.

Korrelierte Größe	r_{Ros}	r_{Raw}	n
VC	-0,38	-0,45	303
RV	-0,14	-0,06	167
TC	-0,10	-0,04	143
FEV_1	-0,42	-0,41	300
D_{co-SB}	-0,14	-0,08	164
D_{co-SS}	-0,11	-0,19	171
PO_2	-0,36	-0,39	308

3.3.2. Lungenfibrosen

3.3.2.1. Unsichere Lungenfibrosen

Die Korrelation zwischen R_{os} und R_{aw} zeigt zwar eine lineare Beziehung, die Anpassung der Meßdaten an die Regressionsgerade ist jedoch deutlich schlechter ($r = 0,49$). Die Regressionsgleichung lautet: $R_{os} = 0,21 + 0,78 R_{aw}$. Auffällig ist die große Differenz der Mittelwerte: sie beträgt $0,17 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ ($R_{aw} = 0,36$; $R_{aw} = 0,19 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$). (Abb. 9)

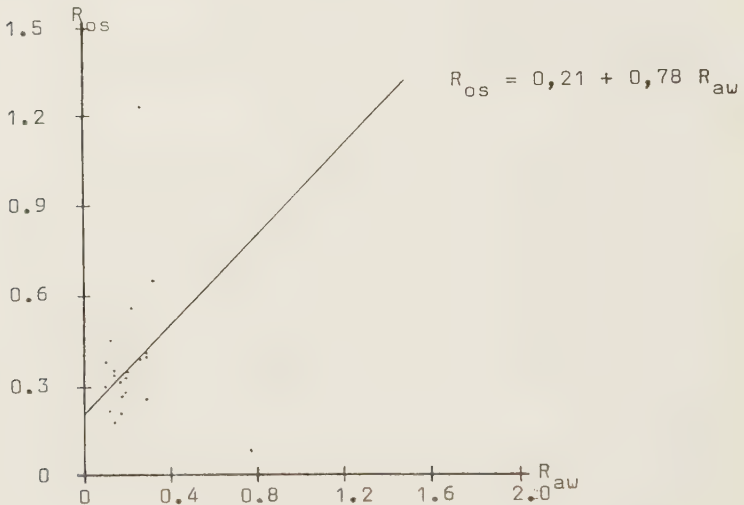


Abb. 9 Lineare Regressionsgerade bei 22 Patienten mit unsicheren Lungenfibrosen.

VC , IC und D_{co} -SS weisen nur unwesentliche Korrelationen mit R_{os} und R_{aw} auf. Die D_{co} -SB zeigt mit $r = 0,67$ eine mäßiggradige Assoziation von R_{os} . Die FEV_1 korreliert negativ mit der oszillatorischen ($r = -0,66$) und der ganzkörperplethysmographischen Resistance ($r = -0,55$). (Tab.6)

Tab. 6 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{os} , R_{aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 22 Patienten mit unsicheren Lungenfibrosen.

Korrelierte Größe	r_{Ros}	r_{Raw}	n
VC	0,20	0,32	22
RV	-0,03	0,13	18
TC	0,28	0,27	16
FEV ₁	-0,66	-0,55	22
D _{co} -SB	0,67	0,39	18
D _{co} SS	0,16	0,21	17
Po ₂	-0,36	-0,36	21

3.3.2.2. Lokalisierte Lungenfibrosen

Die lineare Korrelation von R_{os} und R_{aw} beträgt $r = 0,71$; die Regressionsgleichung lautet: $R_{os} = 0,21 + 0,62 R_{aw}$. Der Mittelwert von R_{os} ist $0,40 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$, der von R_{aw} $0,29 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$. (Abb.10)

Zu sämtlichen anderen Lungenfunktionsgrößen bestehen negative lineare Korrelationen; es zeigen TC ($r = -0,40$), D_{co}-SS ($r = -0,43$) und Po₂ ($r = -0,43$) eine gewisse Abhängigkeit von R_{os} , angedeutet auch Po₂ ($r = -0,38$) von R_{aw} . (Tab. 7)

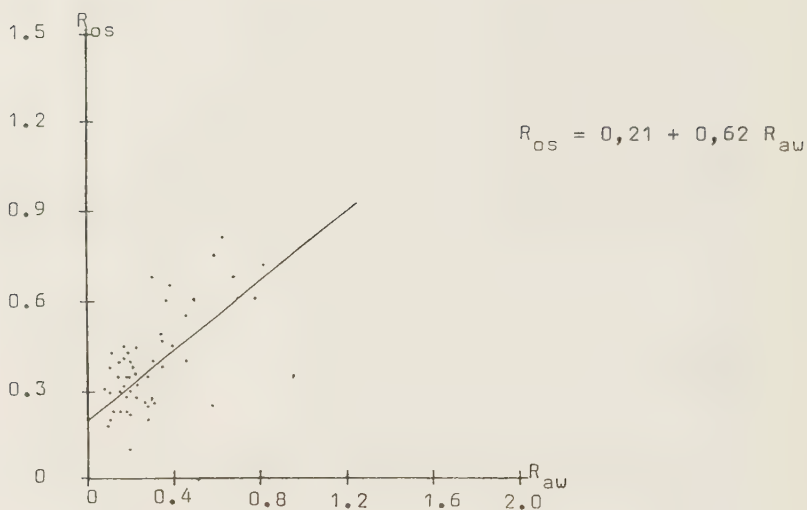


Abb.10 Lineare Regressionsgerade bei 54 Patienten mit lokalisierter Lungenfibrose.

Tab. 7 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{0s} , R_{0aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 54 Patienten mit lokalisierten Lungenfibrosen.

Korrelierte Größe	$r_{R_{0s}}$	$r_{R_{0aw}}$	n
VC	-0,34	-0,26	54
RV	-0,32	-,018	41
TC	-0,40	-,026	31
FEV ₁	-0,26	-0,26	53
D _{co} -SB	-0,13	-0,04	36
D _{co} SS	-0,43	-0,32	42
PO ₂	-0,43	-0,38	54

3.3.2.3. Diffuse Lungenfibrosen

Der lineare Korrelationskoeffizient zwischen R_{os} und R_{aw} beträgt lediglich $r = 0,56$; die Regressionsgleichung lautet $R_{os} = 0,26 + 0,65 R_{aw}$. Der Mittelwert von R_{os} ist mit $0,41 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ beinahe doppelt so hoch wie der von R_{aw} ($0,22 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$). (Abb. 11)

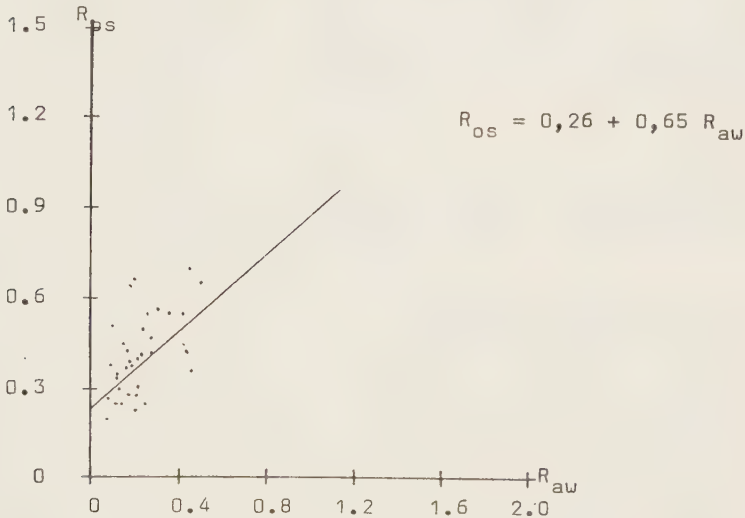


Abb. 11 Lineare Regressionsgerade bei 37 Patienten mit diffuser Lungenfibrose.

Mit den übrigen Lungenfunktionsparametern korrelieren sowohl R_{os} wie auch R_{aw} durchwegs negativ. Für R_{os} besteht eine schwache Abhängigkeit von VC ($r = 0,50$), RV ($r = -0,43$) und TC ($r = -0,44$), die in geringerem Umfang auch für R_{aw} zutrifft: TC ($r = -0,37$) und RV ($r = -0,31$). Zur VC besteht jedoch mit $r = -0,19$ praktisch keine Beziehung. Zur FEV_1 zeigen R_{os} und R_{aw} keine signifikante Abhängigkeit. (Tab. 8)

Tab. 8 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{os} , R_{aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 37 Patienten mit diffuser Lungenfibrose.

Korrelierte Größe	r_{Ros}	r_{Raw}	n
VC	-0,50	-0,19	36
RV	-0,43	-0,31	31
TC	-0,44	-0,37	26
FEV ₁	-0,15	-0,25	36
D _{co} ^{SB}	-0,16	-0,10	30
D _{co} ^{SS}	-0,36	-0,19	34
PO ₂	-0,32	-0,36	37

3.3.3. Pleuraveränderungen

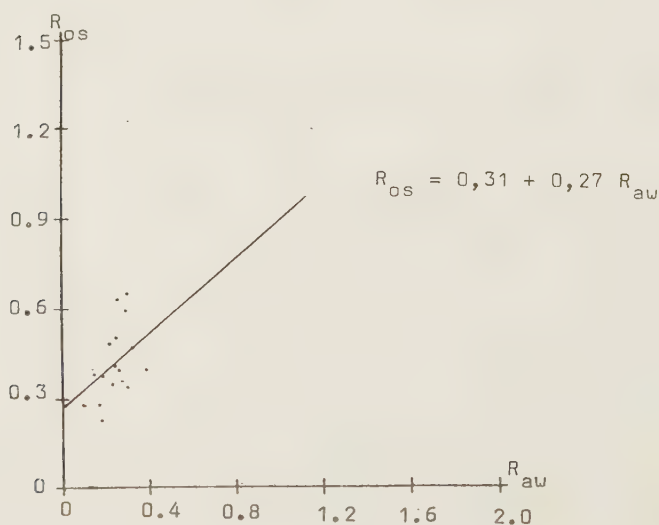


Abb. 12 Lineare Regressionsgerade bei 16 Patienten mit Erkrankungen der Pleura.

Der lineare Korrelationskoeffizient für R_{os} und R_{aw} ist $r = 0,62$. Die Regressionsgerade lautet: $R_{os} = 0,31 + 0,27 R_{aw}$. Der Mittelwert für die oszillatorische Resistance beträgt $0,39 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$, der für die ganzkörperplethysmographische Resistance $0,26 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$. (Abb. 12)

Bis auf RV korrelieren alle Lungenfunktionsgrößen negativ mit R_{os} und R_{aw} . Eine mäßiggradige Abhängigkeit von R_{os} zeigen VC ($r = -0,61$), FEV_1 ($r = -0,71$), D_{co} -SB ($r = -0,63$) und D_{co} -SS ($r = -0,55$). Für R_{aw} lauten die entsprechenden Korrelationskoeffizienten: $0,60$ (RV), $-0,41$ (FEV_1) und $-0,41$ (D_{co} -SB). (Tab. 9)

Tab. 9 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{os} , R_{aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 16 Patienten mit Erkrankungen der Pleura.

Korrelierte Größe	r_{Ros}	r_{Raw}	n
VC	-0,61	-0,31	16
RV	0,32	0,60	10
TC	-0,36	-0,29	11
FEV_1	-0,71	-0,41	15
D_{co} -SB	-0,63	-0,41	12
D_{co} -SS	-0,55	-0,35	12
PO_2	-0,23	-0,31	16

3.3.4. Mediastinale Raumforderungen

Der lineare Korrelationskoeffizient zwischen R_{os} und R_{aw} beträgt $r = 0,91$. Die Regressionsgleichung lautet: $R_{os} = 0,13 + 1,02 R_{aw}$. Der Mittelwert von R_{os} beträgt $0,45 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$, der von R_{aw} $0,32 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$. (Abb.13)

Außer zu RV und TC korrelieren alle Lungenfunktionsparameter negativ mit R_{os} und R_{aw} . Für R_{os} bestehen zur VC ($r = 0,75$),

zur FEV_1 ($r = -0,86$), zur D_{CO} -SS ($r = -0,78$) und zum PO_2 ($r = -0,92$) engere Beziehungen. TC ($r = 0,58$), VC ($r = -0,57$), RV ($r = 0,55$), FEV_1 ($r = -0,97$) und PO_2 ($r = -0,90$) zeigen mittelgradige bzw. relativ starke Abhängigkeit von R_{aw} . (Tab. 10)

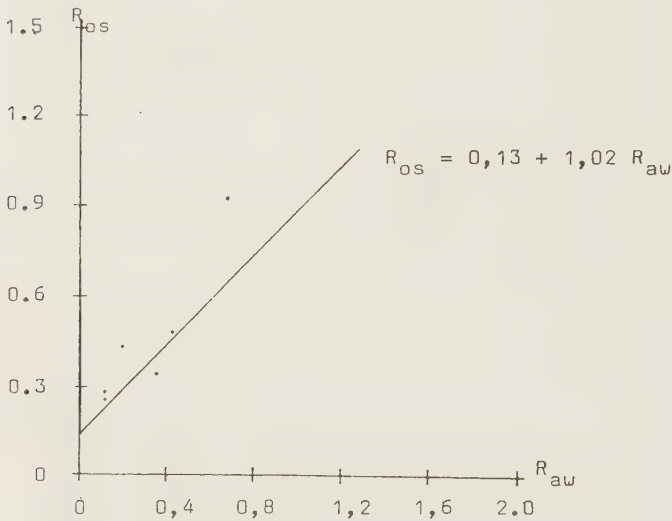


Abb. 13 Lineare Regressionsgerade bei 6 Patienten mit mediastinalen Raumforderungen.

Tab. 10 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{os} , R_{aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 6 Patienten mit mediastinalen Raumforderungen

Korrelierte Größe	r_{Ros}	r_{Raw}	n
VC	-0,75	-0,57	6
RV	0,08	0,55	5
TC	0,15	0,58	5
FEV ₁	-0,86	-0,97	6
D _{co} -SB	-0,38	-0,24	6
D _{co} -SS	-0,78	-0,25	5
PO ₂	-0,92	-0,90	6

3.3.5. Lungenresektionen

Bei der geringen Fallzahl (n=5) und bei teilweise weit divergierenden Meßwerten ist eine aussagekräftige statistische Auswertung hier nicht möglich.

3.3.6. Thoraxdeformitäten

Der lineare Korrelationskoeffizient zwischen R_{os} und R_{aw} beträgt $r = 0,89$. Die Regressionsgleichung lautet: $R_{os} = 0,22 + 1,18 R_{aw}$. Der Mittelwert von R_{os} ($0,58 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) ist um $0,28$ Einheiten höher und damit fast doppelt so hoch, wie der von R_{aw} ($0,30 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$). (Abb. 14)

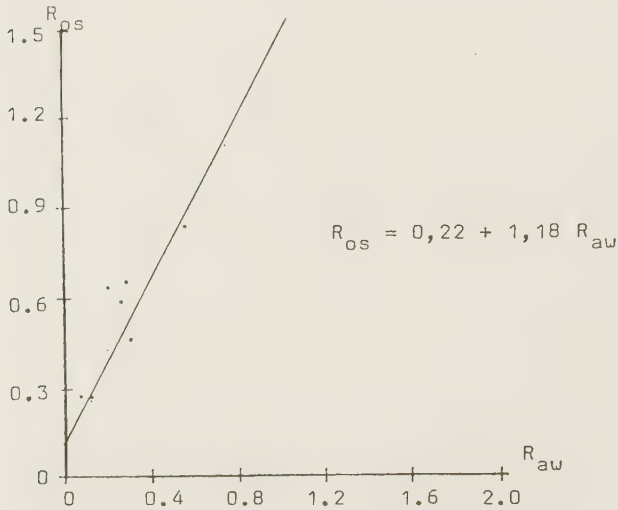


Abb. 14 Lineare Regressionsgerade bei 7 Patienten mit Thoraxdeformitäten.

Auch hier konnte wegen zu geringer Fallzahlen zur D_{co} -SB keine Korrelation erstellt werden. Bemerkenswert bei den durchwegs negativen Korrelationen mit den anderen Lungenfunktionsgrößen sind die Beziehungen zur TC ($R_{os}: r = -0,73$; $R_{aw}: r = -0,78$), zur VC ($R_{os}: r = -0,61$; $R_{aw}: r = -0,40$), sowie zur FEV_1 ($R_{os}: r = -0,63$; $R_{aw}: r = -0,85$). Für R_{os} zeigen sich noch Abhängigkeiten zur RV ($r = -0,43$). (Tab. 11)

Tab. 11 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{os} , R_{aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 7 Patienten mit Thoraxdeformitäten.

Korrelierte Größe	r_{Ros}	r_{Raw}	n
VC	-0,61	-0,40	7
RV	-0,43	-0,02	5
TC	-0,73	-0,78	5
FEV ₁	-0,63	-0,85	7
D _{co} -SS	-0,25	-0,36	5
PO ₂	-0,33	-0,25	7

3.3.7. Zirkulatorische Störungen

3.3.7.1. Rechtsherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge

Die lineare Korrelation zwischen R_{os} und R_{aw} beträgt $r = 0,58$. Die Regressionsgerade lautet: $R_{os} = 0,18 + 1,24 R_{aw}$. Der Mittelwert von R_{os} ($0,43 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) differiert um $0,16$ Einheiten von dem von R_{aw} ($0,27 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$). (Abb. 15)

R_{os} und R_{aw} korrelieren positiv mit TC, R_{aw} außerdem noch mit RV. Für R_{os} zeigen sich Abhängigkeiten von VC ($r = 0,70$), sowie zur D_{co}-SS ($r = 0,46$). Für R_{aw} bestehen engere Beziehungen zu TC ($r = 0,62$), VC ($r = 0,79$), FEV₁ ($r = 0,39$) und D_{co}-SS ($r = 0,56$). (Tab. 12)

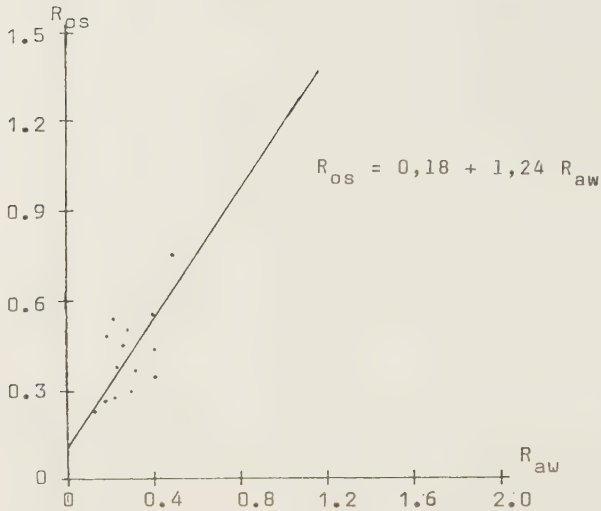


Abb. 15 Lineare Regressionsgerade bei 15 Patienten mit Rechtsherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge.

Tab. 12 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{0s} , R_{aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 15 Patienten mit Rechtsherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge.

Korrelierte Größe	$r_{R_{0s}}$	$r_{R_{aw}}$	n
VC	-0,70	-0,79	15
RV	-0,12	,03	7
TC	0,26	0,62	7
FEV ₁	0,22	-0,39	15
D _{co} -SB	-0,31	-0,27	8
D _{co} -SS	-0,46	-0,56	9
PO ₂	-0,26	-0,37	15

3.3.7.2. Linksherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge

Die lineare Korrelation zwischen R_{os} und R_{aw} beträgt $r = 0,58$. Die Regressionsgerade lautet: $R_{os} = 0,27 + 0,44 R_{aw}$. Die Mittelwerte (R_{os} : $0,41 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$; R_{aw} : $0,37 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) differieren nur wenig. (Abb.16)

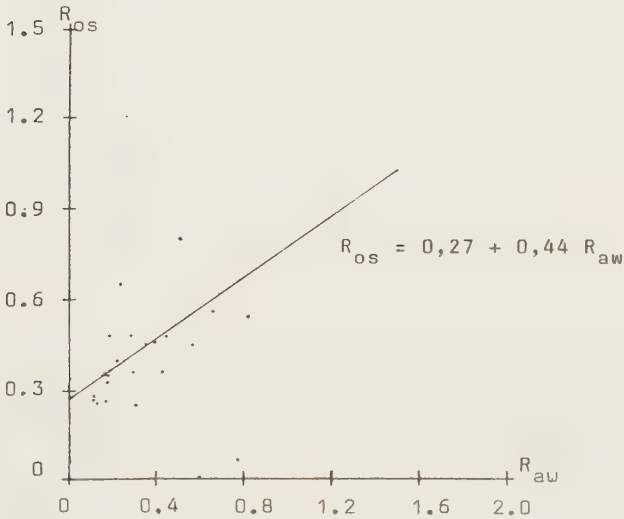


Abb. 16 Lineare Regressionsgerade bei 22 Patienten mit Linksherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge.

Bis auf D_{co} -SS zur R_{os} korrelieren alle anderen Lungenfunktionsparameter negativ mit R_{os} und R_{aw} . TC ($r = -0,41$), VC ($r = -0,48$), RV ($r = -0,50$) und PO_2 ($r = -0,54$) zeigen eine gewisse Abhängigkeit von R_{os} . Für R_{aw} bestehen Beziehungen zur VC ($r = -0,59$) und zum PO_2 ($r = -0,79$). (Tab. 13)

Tab. 13 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{os} , R_{aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 22 Patienten mit Linksherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge.

Korrelierte Größe	r_{Ros}	r_{Raw}	n
VC	-0,48	-0,59	22
RV	-0,50	-0,57	12
TC	-0,41	-0,55	12
FEV ₁	-0,17	-0,59	22
D _{co} -SB	-0,06	-0,04	12
D _{co} -SS	0,23	-0,06	14
PO ₂	-0,54	-0,79	22

3.3.8. Pneumonien

Der lineare Korrelationskoeffizient zwischen R_{os} und R_{aw} beträgt lediglich $r = 0,37$. Die Regressionsgerade lautet: $R_{os} = 0,33 + 0,58 R_{aw}$. Der Mittelwert für R_{os} ($0,39 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) ist um $0,16$ Einheiten größer als der für R_{aw} ($0,23 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$). (Abb. 17)

VC, Rv und D_{co}-SS zeigen zu R_{os} , VC, TC, D_{co}-SB und D_{co}-SS zeigen zu R_{aw} positive Korrelationen. Schwache Beziehungen bestehen lediglich zwischen R_{os} und D_{co}-SB ($r = -0,52$), sowie zwischen R_{os} und D_{co}-SS ($r = 0,40$). R_{aw} hat nur von VC ($r = 0,59$) und PO₂ ($r = -0,59$) eine deutliche Abhängigkeit. (Tab. 14)

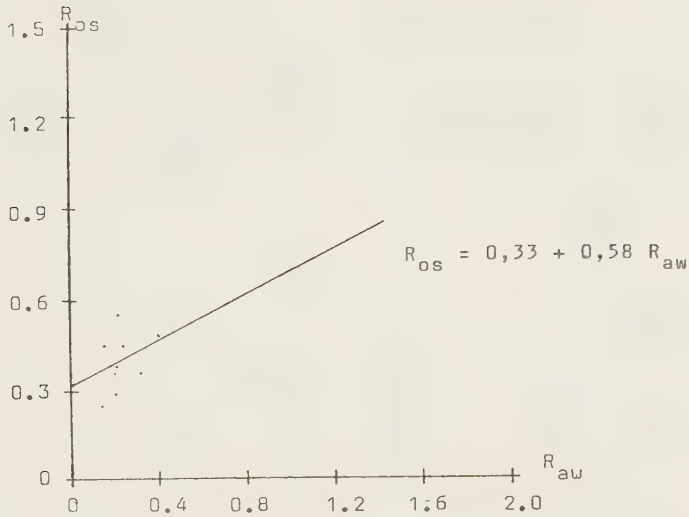


Abb. 17 Lineare Regressionsgerade bei 9 Patienten mit Pneumonien.

tab. 14 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{0s} , R_{aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 9 Patienten mit Pneumonien.

Korrelierte Größe	$r_{R_{0s}}$	$r_{R_{aw}}$	n
VC	0,34	0,59	9
RV	0,23	-0,19	7
TC	-0,05	0,20	5
FEV ₁	-0,09	-0,24	9
D _{co} -SB	-0,52	0,25	7
D _{co} -SS	0,40	0,20	7
PO ₂	-0,26	-0,59	9

3.3.9. Funktionelle Syndrome

Der lineare Korrelationskoeffizient zwischen R_{os} und R_{aw} beträgt $r = 0,60$. Die Regressionsgerade lautet: $R_{os} = 0,27 + 0,47 R_{aw}$. Der Mittelwert von R_{os} ($0,41 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) ist um $0,14$ Einheiten größer als der von R_{aw} . (Abb. 18)

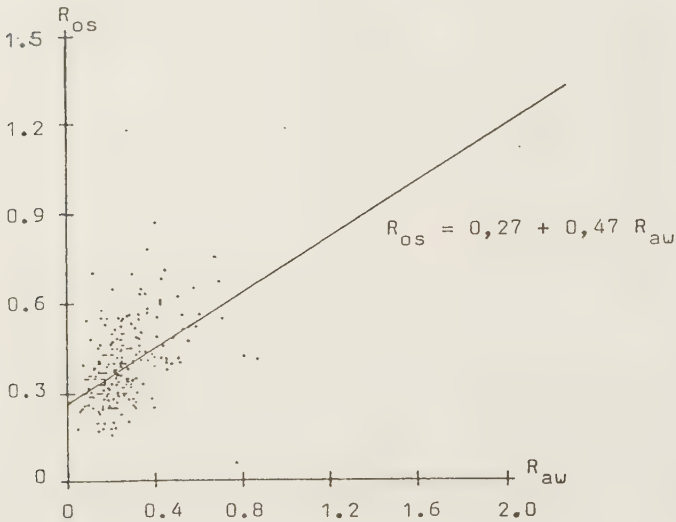


Abb. 18 Lineare Regressionsgerade bei 255 Patienten mit funktionellen Syndromen.

Zu den anderen Lungenfunktionsgrößen bestehen fast durchwegs negative Korrelationen. Engere Beziehungen zu den Lungenfunktionsparametern können weder für R_{os} noch für R_{aw} aufgezeigt werden. (Tab. 15)

Tab. 15 Korrelationskoeffizienten zwischen R_{os} , R_{aw} und anderen Lungenfunktionsparametern von 255 Patienten mit funktionellen Syndromen.

Korrelierte Größe	r_{Ros}	r_{Raw}	n
VC	-0,15	-0,20	252
RV	-0,03	0,03	168
TC	-0,09	0,02	167
FEV ₁	-0,17	-0,28	248
D _{co} -SB	-0,11	-0,18	181
D _{co} -SS	-0,09	0,05	175
PO ₂	-0,28	-0,29	248

3.3.10. Übersichtstabelle aller Korrelationskoeffizienten

	R_{os}/R_{aw}	R_{os}/VC	R_{aw}/VC	R_{os}/RV	R_{aw}/RV	R_{os}/TC	R_{aw}/TC	n
Gesamtkollektiv	0,75	-0,28	-0,30	-0,14	-0,06	-0,12	-0,05	958
Unspezifische, akut u. chron. obstruktive Lungenerkrankungen	0,78	-0,38	-0,45	-0,14	-0,06	-0,10	-0,04	504
Unsichere Lungenfi- brosen	0,49	0,20	0,32	-0,03	0,13	0,28	0,27	22
Lokalisierte Lungen- fibrosen	0,71	-0,34	-0,26	-0,32	-0,18	-0,40	-0,26	54
Diffuse Lungenfibro- sen	0,56	-0,50	-0,19	-0,43	-0,31	-0,44	-0,37	37
Pleuraveränderungen	0,62	-0,61	-0,31	-0,32	0,60	-0,36	-0,29	16
Mediastinale Raumfor- derungen	0,91	-0,75	-0,57	0,08	0,55	0,15	0,58	6
Thoraxdeformitäten	0,89	-0,61	-0,40	-0,43	-0,02	-0,73	-0,78	7
Rechtsherzerkrankungen	0,58	-0,70	-0,79	-0,12	0,03	0,26	0,62	15

	R_{os}/R_{aw}	R_{os}/VC	R_{aw}/VC	R_{os}/RV	R_{aw}/RV	R_{os}/TC	R_{aw}/TC	n
linksherzerkrankungen	0,58	-0,48	-0,59	-0,50	-0,57	-0,41	-0,55	22
Pneumonien	0,37	0,34	0,59	0,23	-0,19	-0,05	0,20	9
Funktionelle Syndrome	0,60	-0,15	-0,20	-0,03	0,03	-0,09	0,02	255

	R_{OS}/FEV_1	R_{aw}/FEV_1	R_{OS}/D_{CO-SB}	R_{aw}/D_{CO-SB}	n
Gesamtkollektiv	-0,33	-0,36	-0,10	-0,12	958
Unspezifische, akut u. chron. obstruktive Lungenerkrankungen	-0,42	-0,41	-0,14	-0,08	504
Unsichere Lungenfi- brosen	-0,66	-0,55	0,67	0,39	22
Lokalisierte Lungen- fibrosen	-0,26	-0,26	-0,13	-0,04	54
Diffuse Lungenfibro- sen	-0,15	-0,25	-0,16	-0,10	37
Pleuraveränderungen	-0,71	-0,41	-0,63	-0,41	16
Mediastinale Raum- forderungen	-0,86	-0,97	-0,38	-0,24	6
Thoraxdeformitäten	-0,63	-0,85	-	-	7
Rechtsherzerkrankungen	-0,22	-0,39	-0,31	-0,27	15

	R_{os}/FEV_1	R_{aw}/FEV_1	$R_{os}/D_{co}-SB$	$R_{aw}/D_{co}-SB$	n
Linksherzerkrankungen	-0,17	-0,59	-0,06	-0,04	22
Pneumonien	-0,09	-0,24	-0,52	-0,25	9
Funktionelle Syndrome	-0,17	-0,28	-0,11	-0,28	255

	R_{os}/D_{co}	R_{ss}	R_{aw}/D_{co}	$-SS$	R_{os}/P_{O_2}	R_{aw}/P_{O_2}	n
Gesamtkollektiv	-0,10		-0,11		-0,35	-0,34	958
Unspezifische, akut u. chron. obstruktive Lungenerkrankungen	-0,11		-0,19		-0,36	-0,39	504
Unsichere Lungenfi- brosen	0,16		0,21		-0,36	-0,36	22
Lokalisierte Lungen- fibrosen	-0,43		-0,32		-0,43	-0,38	54
Diffuse Lungenfibrosen	-0,36		-0,19		-0,32	-0,36	37
Pleuraveränderungen	-0,55		-0,35		-0,23	-0,31	16
Mediastinale Raum- forderungen	-0,78		-0,25		-0,92	-0,90	6
Thoraxdeformitäten	-0,25		-0,36		-0,33	-0,25	7
Rechtsherzerkrankungen	-0,46		-0,56		-0,26	-0,37	15

	$R_{os}/D_{co}-SS$	$R_{aw}/D_{co}-SS$	R_{os}/PO_2	R_{aw}/PO_2	n
Linksherzerkrankungen	0,23	-0,06	-0,54	-0,79	22
Pneumonien	0,40	0,20	-0,26	-0,59	9
Funktionelle Syndrome	-0,09	0,05	-0,28	-0,29	255

3.4. Provokations- und Broncholyse-Test

3.4.1. Acetylcholin-Test

Der Vergleich zwischen dem oszillatorisch bestimmten Atemwiderstand (R_{os}) und dem ganzkörperplethysmographisch gemessenen Atemwegswiderstand (R_{aw}) bei 62 Patienten ergibt vor der Inhalation eine lineare Korrelation von $r = 0,45$, nach der Inhalation von $r = 0,68$. Die Differenzen von R_{os} und R_{aw} vor und nach dem Test korrelieren signifikant: $r = 0,44$. R_{os} steigt durchschnittlich um 0,11 Einheiten von $0,41 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ auf $0,52 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ an. Bei R_{aw} beträgt der mittlere Anstieg $0,26 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$; der Ausgangswert von $0,24 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ erreicht im Mittel einen Endwert von $0,50 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$.

Bei 20 Probanden (32 %) ist der Acetylcholintest pathologisch, das heißt, der Anstieg des Atemwegwiderstandes (R_{aw}) beträgt mehr als 100 % von einem Ausgangswert unter $4,0 \text{ cmH}_2\text{O/l/s}$ (15,22,25,84).

Der Ausgangswert von R_{os} ($0,46 \pm 0,11 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) liegt hier über dem oberen Grenzwert (15,36,62) und steigt nur um 0,20 Einheiten auf $0,66 \pm 0,17 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ an. R_{aw} dagegen wird von einem im Normbereich liegendem Wert ($0,27 \pm 0,09 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) um 0,55 Einheiten im Mittel auf $0,81 \pm 0,37 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ erhöht. Dies entspricht einer Steigerung von R_{aw} von 221 % gegenüber einem Anstieg von R_{os} von 43 %. (Abb. 19)

Die Korrelation zwischen R_{os} und R_{aw} bei pathologischem Acetylcholintest ist vor dem Test gering ($r = 0,58$), zu diesem Zeitpunkt ist der Patient klinisch unauffällig, es besteht keine oder nur eine geringe Obstruktion. Nach der Acetylcholinbelastung sinkt der lineare Korrelationskoeffizient ab ($r = 0,51$), die Streuung der Werte aber wird erheblich größer. (Abb. 20 und 21)

Der t-Wert für R_{os} beträgt 7,85. Damit ist ein signifikanter Anstieg gesichert ($p < 0,001$). Der F-Wert von 2,29 zeigt, daß die Zunahme der Streuung nach Ach-Inhalation signifikant ist ($p < 0,01$).

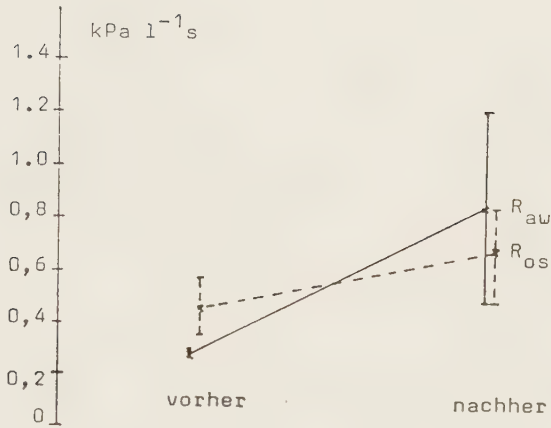


Abb. 19 Mittelwerte und Standardabweichung von R_{os} und R_{aw} vor und nach Acetylcholininhalation bei 20 Probanden mit einem R_{aw} -Anstieg von mehr als 100 %.

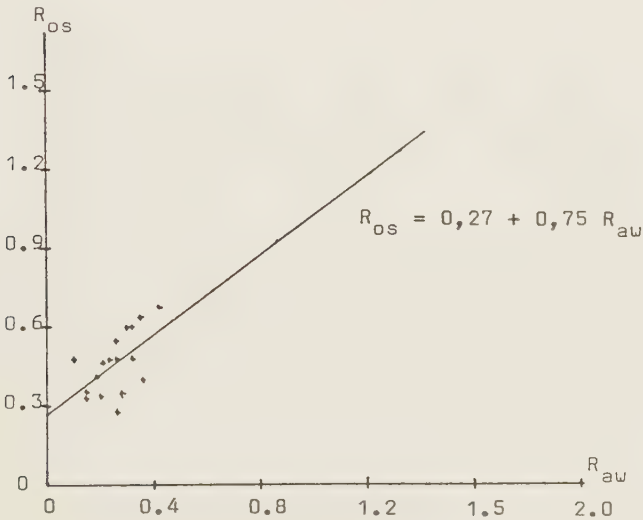


Abb. 20 Lineare Regressionsgerade bei 20 Patienten vor Acetylcholin-Inhalation.

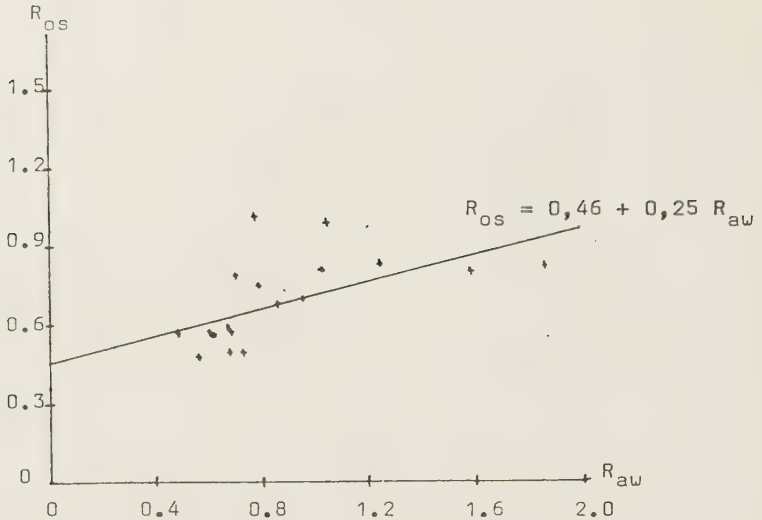


Abb. 21 Lineare Regressionsgerade bei 20 Patienten nach Acetylcholin-Inhalation.

Anschließend wird verglichen, welche Beurteilungen sich ergeben würden, wenn die Acetylcholin-Belastungen nur mit der oszillatorischen Impedanz verfolgt werden würden. Hierbei wird eine Abweichung von 25 % (28,29) als signifikant angesehen. Es ergibt sich, daß 4 von 20 Provokationen, mit der oszillatorischen Impedanz gemessen, als falsch negativ angesehen worden wären. Setzt man eine Änderung von R_{os} um $0,1 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ als signifikant an, so ergeben sich lediglich 2 falsch negative Provokationen von 20. "Falsch positive" Resultate finden sich nicht.

3.4.2. Salbutamol-Test

Der Vergleich der Ausgangswerte von R_{os} und R_{aw} ergibt eine lineare Korrelation von $r = 0,66$. Die Regressionsgerade lautet: $R_{os} = 0,41 + 0,41 R_{aw}$. Der Mittelwert für die oszillatorische Resistance beträgt $0,73 \pm 0,24 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$, der Mittelwert für den plethysmographisch gemessenen Atemwegswiderstand $0,77 \pm 0,39 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$. (Abb. 22)

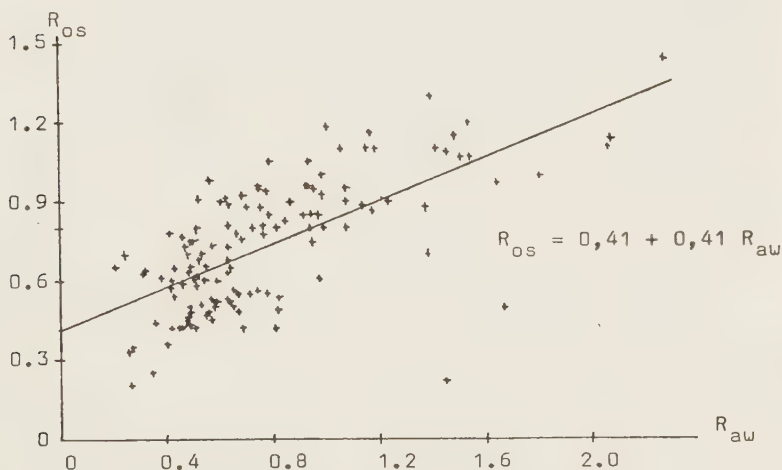


Abb. 22 Lineare Regressionsgerade bei 135 Patienten vor Salbutamol-Inhalation.

Nach Applikation von Salbutamol fällt der Mittelwert von R_{os} auf $0,50 \pm 0,19 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$, von R_{aw} auf $0,38 \pm 0,25 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ ab. Die Korrelation ist jetzt mit $r = 0,74$ deutlich besser. Die Regressionsgerade lautet $R_{os} = 0,28 + 0,57 R_{aw}$. (Abb. 23) R_{os} wird im Durchschnitt um 31,5 %, das sind $0,23 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ gesenkt, R_{aw} im Durchschnitt um 51 %, das sind $0,39 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$. (Abb. 24)

Die lineare Korrelation der Differenzen von R_{os} und R_{aw} vor und nach Salbutamolgabe zeigt eine signifikante Beziehung ($r = 0,71$).

Der t-Wert für R_{os} beträgt 12,17. Damit ist ein signifikanter Abfall der Werte gesichert ($p < 0,001$). Der F-Wert von 1,54 zeigt, daß sich die Streuungen vor und nach Sultanol nicht signifikant unterscheiden. In 6 Fällen (4,4 %) findet man eine Zunahme bzw. keine Veränderung von R_{os} im Gegensatz zu einer signifikanten Abnahme von R_{aw} . Bei zwei dieser falsch negativen Werte scheint es sich um Fehler in der Dokumentation zu handeln. Ob die vier anderen Werte durch Meßfehler bei der Bedienung des Geräts, durch Ablesefehler, durch unbewußte Manipulation von Seiten des Patienten oder durch pathophysiologische Mechanismen bedingt sind, ist, da es sich um eine retrospektive Untersuchung handelt, nicht mehr eruierbar.

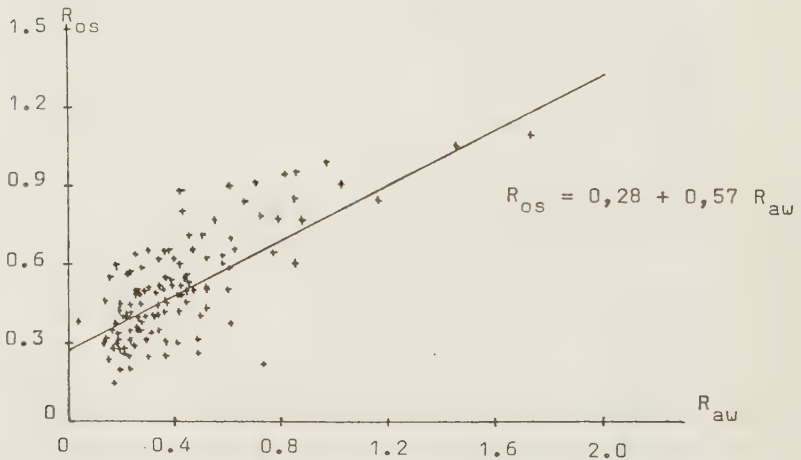


Abb. 23 Lineare Regressionsgerade bei 135 Patienten nach Salbutamol-Inhalation.

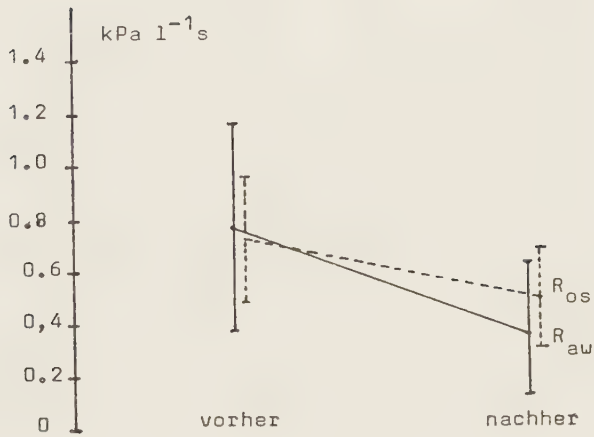


Abb. 24 Mittelwerte und Standardabweichung von R_{os} und R_{aw} vor und nach Salbutamol-Inhalation.

4. Diskussion

4.1. Gesamtkollektiv

In die oszillatorische Resistance (R_{os}) gehen neben dem Strömungswiderstand der Atemwege die kapazitiven und induktiven Widerstände ein. Der kapazitive Atemwiderstand wird im wesentlichen durch den Thorax und die Lungenelastizität, der induktive durch die Trägheit der bei der Atmung bewegten und beschleunigten Massen (Gewebe, Luft) bestimmt. Dies bedeutet, daß der bodyplethysmographisch bestimmte Atemwegswiderstand theoretisch niedriger liegt als der oszillatorisch ermittelte (3,40,42,70,77).

In der vorliegenden Arbeit beträgt die Differenz zwischen R_{os} und R_{aw} im Bereich des normalen Atemwiderstandes ca. 0,17 Einheiten, ein Wert, der den Angaben der Literatur weitgehend entspricht (3,34,41).

Bei starken Bronchialobstruktionen steigt R_{os} nicht mehr mit zunehmender R_{aw} an, sondern nähert sich einem Grenzwert, da aus meßtechnischen Gründen mit dem Oszillationsgerät kaum höhere Werte als $1,1 \text{ kPa l}^{-1}\text{sec}$ erfaßt werden können. Außerdem kann im oberen Meßbereich durch den Einfluß kapazitiver und induktiver Blindwiderstände, wenn kapazitive Überbrückung bzw. kapazitives Abströmen vor der Obstruktion die meßbare Impedanz erniedrigt, der Wert für R_{os} geringer als erwartet ausfallen. Deshalb empfiehlt es sich, während jeder Messung die Wangen des Patienten mit einer Klemme zu fixieren, um zu verhindern, daß sich ein Teil der Oszillationsbewegung bereits in der Mundhöhle verliert und die Lungen nicht erreicht. Aus diesen Gründen sind oszillatorische Werte von $\geq 0,8 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ nur bedingt brauchbar und können lediglich als Orientierungsgröße dienen (3,30).

Die Korrelation zwischen R_{os} und R_{aw} von $r = 0,78$ stimmt mit den bereits veröffentlichten Ergebnissen weitgehend überein. Die mitgeteilten Korrelationskoeffizienten liegen zwischen 0,56 und 0,85; im Mittel ergibt sich in der Literatur eine lineare Korrelation zwischen beiden Methoden von $r = 0,77$ (5,19,26,30,36,38,44,61,64,68,77,81).

Die obere Normgrenze für den bodyplethysmographischen Wert liegt, wie bereits erwähnt, bei 0,30 bzw.

0,35 kPa l⁻¹s (1,53). Für den oszillatorischen Wert wurde die obere Normgrenze auf dem Workshop in Bad Reichenhall am 14. Jan. 1978 mit 0,40 kPa l⁻¹s für Männer und 0,45 kPa l⁻¹s für Frauen empfohlen (64).

Beim Vergleich von R_{os} und R_{aw} (Abb. 1) ergeben sich nun vereinzelt Meßwertpaare, bei denen einem erhöhten ganzkörperplethysmographischen Atemwegswiderstand ein Wert für die oszillatorische Resistance im Normbereich entspricht. Es handelt sich vor allem um Patienten mit obstruktivem Emphysem und/oder Bronchitis. Lungencompliance und thorakales Gasvolumen sind beim Lungenemphysem erhöht. Es sollte also angenommen werden, daß R_{os} kleiner ist als R_{aw} , da eine große Kapazität zu einem kleinen kapazitiven Widerstand führt. Zur Deutung dieses Phänomens werden folgende Mechanismen angenommen (20,33,42, 51,70):

Pathologisch erniedrigte Strömungsgeschwindigkeiten im Bereich der kleinen Atemwege sind ein charakteristisches Merkmal des Lungenemphysems, welches durch erniedrigte Stabilität der Atemwege hervorgerufen wird ("airway closure"). Daher erscheint es denkbar, daß der Oszillationsstrom die Wand der peripheren Atemwege eher passiert, als die verengten Atemwege. Beim Asthma bronchiale wird der Atemwegswiderstand relativ mehr durch die großen Atemwege beeinflusst, so daß das Verhalten der oszillatorischen Impedanz

durch die niedrige Compliance beeinflußt wird. Beim Lungenemphysem hingegen ist die vorher erwähnte wechselseitige Beziehung zwischen Atemwegscompliance und Atemwegswiderstand in der Lungenperipherie von relativ größerer Bedeutung. Außerdem sind die Bronchialwiderstände bei obstruktiven Erkrankungen ebenso wie die Dehnbarkeitsverhältnisse unterschiedlich je nach Erkrankungsgrad der einzelnen Lungenregionen und ihrer zu- und abführenden Luftwege. Der gemessene Atemwegswiderstand setzt sich aus einer Summe verschiedener Einzelwiderstände zusammen. Durch die Arbeiten von OTIS et al.(65) und FRANETZKI et al.(20) ist nun bekannt, daß der effektive Gesamtwiderstand ebenso wie die effektive Dehnbarkeit von der Meßfrequenz abhängig ist. Mit steigender Frequenz fällt sowohl der Widerstand als auch die Gesamtdehnbarkeit. Die Messung beschreibt immer mehr den Zustand in den noch gut belüfteten und weniger erkrankten Lungenabschnitten. Die Bodyplethysmographie erfolgt mit einer Meßfrequenz von ca. 0,3 Hz, die Oszillationsmethode dagegen mit 10 Hz. Deshalb muß man bei obstruktiven und elastisch unterschiedlich veränderten Lungenabschnitten damit rechnen, daß der mit der höheren Meßfrequenz ermittelte Wert von R_{os} unter die bodyplethysmographische Resistance abfällt. Aus diesen Gründen erscheint ein zu niedriger oszillatorischer Wert.

Auf der anderen Seite gibt es Fälle mit hohen oszillatorischen Resistancewerten, jedoch normalem bodyplethysmographischen Atemwegswiderstand. Hierfür bieten sich mehrere Erklärungen an.

Wie Beobachtungen von REICHEL (73), BERGER et al. (64), MATTHYS (15) und auch eigene Untersuchungen zeigen, kann das oszillatorische Meßergebnis durch den Probanden willkürlich aber auch unbewußt beeinflußt werden. Zu hohe Werte werden oft vorgetäuscht, weil Patienten ihre Zunge gegen das Mundstück drücken. Auch Schlucken und Husten

führen zu sofortiger Erhöhung des oszillatorischen Atemwiderstandes, desgleichen Glottisverschluß, Preßatmung und Hyperventilation.

Um diese verfälschenden Faktoren auszuschalten, sollte der gemittelte Meßwert über mindestens eine halbe Minute beobachtet werden. Ergibt sich in dieser Zeit keine Änderung, kann er als repräsentativ angesehen werden. Zur Gewährleistung einer einwandfreien Messung empfiehlt sich allerdings die fortlaufende graphische Registrierung des Meßwertes.

Aber auch nach Eliminierung der durch falsche Meßtechnik gewonnenen Ergebnissen bleiben nach den Angaben der Literatur (64,73) noch ca. 4 % erhöhte oszillatorische Werte bei normalem bodyplethysmographischen Atemwegswiderstand.

Es zeigt sich, daß die anderen Lungenfunktionsparameter in dieser oszillatorisch definierten Krankengruppe alle stärker verändert sind. Dies betrifft die Vitalkapazität, den Atemstoßtest, den arteriellen Sauerstoffdruck und die endexpiratorisch-arterielle Sauerstoffdruckdifferenz (78,81). Dieses Phänomen findet sich auch in unserem Patientengut. Auch die Tatsache, daß erhöhte oszillatorische Werte einen durch Dehnbarkeitsverlust hervorgerufenen vermehrten Atemwiderstand wiedergeben, kann in dem vorliegenden Patientenkollektiv bestätigt werden. Genaueres hierzu bei der Besprechung der verschiedenen Patientengruppen.

4.2. Vergleich zwischen den Ergebnissen von Frauen und Männern

Die höheren Oszillationswerte für Frauen im gesamten Meßbereich hängen nach den Untersuchungen von SMIDT (80) von der Körpergröße ab. Es handelt sich hier also weniger um geschlechtsbedingte Unterschiede als um Körperlängenunterschiede. Hierfür gaben auch unsere Untersuchungen einen Hinweis. Für eine Abhängigkeit vom Relativgewicht, wie sie die Feldstudie von FISCHER und MATTHYS (15) an 3530 Erwachsenen ergeben hatte, konnten wir lediglich beim Kollektiv der Männer einen geringen Anhalt finden. Nach ULMER und REICHEL (89) besteht für R_{aw} eine ansteigende Tendenz mit zunehmendem Lebensalter. Auch das relative Körpergewicht beeinflusst die plethysmographisch gemessenen Strömungswiderstände in den Atemwegen. Unsere Untersuchungen konnten diese Abhängigkeiten nicht hinreichend bestätigen.

Man muß jedoch berücksichtigen, daß vorgenannte Studien im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit an gesunden Normalkollektiven durchgeführt worden sind, die Ergebnisse also nur bedingt vergleichbar sind.

4.3. Patientenkollektive

Obstruktive Lungenerkrankungen sind dadurch charakterisiert, daß durch Verkleinerung des Atemwegkalibers die Atemwegresistance und die induktiven Blindwiderstände vergrößert werden. So stimmt die oszillatorische Resistance gut mit dem plethysmographischen Atemwegswiderstand überein, wenn die Obstruktion die zentralen Atemwege betrifft, also z. B. bei Larynxstenosen, Trachealstenosen oder bei Obstruktion im Bereich der großen Bronchien. Bezüglich der Sensitivität ist sie der Ganzkörperplethysmographie mit Ausnahme von Patienten mit starker peripherer Atemwegsobstruktion ungefähr ebenbürtig. Besonders empfindlich ist die Oszillationsmethode auf extrathorakale und zentrale intrathorakale Stenosen. Widerstandserhöhungen im peripheren Bereich werden dagegen wegen der durch die Elastizität hervorgerufenen kapazitiven Überbrückung des Widerstandes unterschätzt. Der pathologische Ausfall forcierter Expirationsmanöver scheint mehr eine Folge krankhafter Veränderungen im Bereich der kleinen Atemwege zu sein (5,16,34).

Für diese Annahme sprechen die niedrigeren Korrelationskoeffizienten zwischen R_{os} und FEV_1 im Vergleich zu den Korrelationskoeffizienten zwischen R_{os} und R_{aw} . Eine deutliche Beziehung besteht auch zu spirographischen Parametern, die auf restriktive Ventilationsstörungen hinweisen (VC, TC, RV).

Ebenfalls auffällig bei der Betrachtung der Patientenkollektive mit restriktiven Erkrankungen (Lungenfibrosen, Thoraxdeformitäten) ist die Differenz der Mittelwerte von R_{os} und R_{aw} . Die oszillatorische Resistance liegt im Mittel um 0,19 bzw. 0,28 kPa $l^{-1}s$ über der bodyplethysmographischen. Im Vergleich dazu beträgt im Gesamtkollektiv die Differenz lediglich 0,17 kPa $l^{-1}s$.

Diese Ergebnisse bestätigen die Annahme, daß die elastischen Eigenschaften der Lunge einen wesentlichen Einfluß auf die oszillatorisch gemessene Impedanz ausüben (32). Eine verminderte Dehnbarkeit kann vorwiegend die Lunge betreffen. Dies dürfte bei allen Lungenfibrosen der Fall sein, zum Teil auch bei Lungenstauung und Lungenödem. Sie kann aber auch den Thorax (Kyphose, Skoliose) oder das Zwerchfell (Adipositas) betreffen oder kombiniert vorliegen. Bei Patienten mit diesen Erkrankungen ist die Dehnbarkeit von Alveolen, Lungengewebe und Thorax vor allem bei endinspiratorischer Atemlage gegenüber dem Gesunden stark verkleinert (77). Dies bedeutet eine kleinere Kapazität und damit einen größeren kapazitiven Widerstand. Dringen nun die Oszillationen in Lungenareale vor, die von Gewebe mit niedriger Compliance umgeben sind, so resultiert ein hoher kapazitiver Blindwiderstand, der wiederum zu einer Zunahme von R_{os} führt.

Die Änderungen von R_{os} können demnach sowohl durch die Änderungen des Bronchiallumens als auch durch Veränderung des Lungenvolumens und der Dehnbarkeit bedingt sein.

Die Betrachtung der Korrelationskoeffizienten der verschiedenen Patientenkollektive für VC und R_{os} bzw. R_{aw} finden sich bei den Patienten mit unsicheren Lungenfibrosen und mit Pneumonien positive Korrelationen. Bei restriktiven Veränderungen (diffuse Lungenfibrosen, Thoraxdeformitäten) ist der Korrelationskoeffizient für R_{os} deutlich höher als für R_{aw} .

Dies trifft auch für die Korrelation zwischen RV und R_{os} bzw. R_{aw} zu. In der Gruppe mit Pleuraveränderungen besteht eine negative Korrelation mit R_{os} , eine positive mit R_{aw} . Positive Korrelationen bestehen außerdem bei mediastinalen Raumforderungen.

Zwischen TC und R_{os} bzw. R_{aw} findet man bei Patienten mit unsicheren Lungenfibrosen, mediastinalen Raumforderungen und Rechtsherzerkrankungen positive Beziehungen; bei den zwei zuletzt genannten Kollektiven für R_{aw} signifikant höher. Bei den Gruppen mit restriktiven Veränderungen sind die Korrelationskoeffizienten für R_{os} und R_{aw} in etwa gleich hoch.

Die Beziehung zwischen FEV_1 und R_{os} und FEV_1 und R_{aw} ist im großen und ganzen ähnlich. Auffällig sind die relativ niedrigen Korrelationen bei den unspezifischen obstruktiven Erkrankungen, sowie die hochsignifikante Beziehung bei den mediastinalen Raumforderungen.

Lediglich bei Patienten mit unsicheren Lungenfibrosen besteht eine positive Korrelation zwischen D_{co} -SB und R_{os} und deutlich schwächer zwischen D_{co} -SB und R_{aw} , sowie eine signifikantere negative Korrelation - auch hier für R_{aw} schwächer - bei den Pleuraveränderungen. Beim Vergleich mit D_{co} -SS findet sich für R_{os} bei der Gruppe mit mediastinalen Raumforderungen eine signifikante Korrelation.

Für Po_2 zeigen sich bei Patienten mit mediastinalen Raumforderungen hohe Korrelationskoeffizienten mit R_{os} und R_{aw} , ebenso bei Patienten mit Linksherzerkrankungen mit R_{aw} .

4.4.1. Acetylcholin-Test

Die statistische Auswertung der Daten ergibt, daß R_{os} weitgehend ähnliche Informationen über ein hyperreagibles Bronchialsystem liefert wie die ganzkörperplethysmographische Methode. Doch sollte im Gegensatz zur Bodyplethysmographie bereits ein Anstieg von $0,1 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ (Ausgangswert unter $0,4 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$) als signifikant angesehen werden (28,29).

Nach der Acetylcholin-Inhalation sinkt die Korrelation zwischen der oszillatorischen Impedanz (R_{os}) und dem Atemwegswiderstand (R_{aw}) deutlich ab. Hierfür gibt es zwei Erklärungen: 1. Mit der Messung von R_{os} und R_{aw} werden unterschiedliche Veränderungen des Bronchialbaums erfaßt, so daß mit eintretender Obstruktion die Werte sich andersartig verhalten. 2. Die zunehmende Obstruktion führt bei der Messung der oszillatorischen Impedanz relativ schnell in den Randbereich der Meßgenauigkeit, und es entsteht ein methodisch bedingter Fehler.

Trotzdem erscheinen aufgrund der befriedigenden Übereinstimmung zwischen Ganzkörperplethysmographie und oszillatorischer Impedanzmessung in Bezug auf die Endbeurteilung einer Reaktion vor allem intraindividuelle Verlaufsbeobachtungen mit dieser Meßmethode gut möglich.

4.4.2. Salbutamol-Test

Die Ergebnisse zeigen, daß sich R_{os} zur Objektivierung der Wirksamkeit bronchialerweiternder Pharmaka ähnlich eignet wie die Ganzkörperplethysmographie (26,31,38,49,50,54,64,81). Die untersuchten Größen ändern sich nach Salbutamol in ähnlicher Weise. Die statistische Auswertung der Daten zeigt, daß neben dem Ausmaß der Änderung von R_{os} besonders die geringe interindividuelle Streuung der absoluten Änderung auffällt, so daß im paarigen Student-Test hohe t-Werte erhalten werden. Eine derartige Betrachtungsweise ist von Vorteil gegenüber der abschließlichen Beurteilung einer prozentualen Änderung eines Meßwerts (48).

Von besonderem Vorteil erscheint die kontinuierliche Registrierung von R_{os} , da Aussagen über den Wirkungseintritt und Wirkungsverlauf der Medikamente möglich sind (31,60). In diesem Zusammenhang ist auch die durch die Gabe von Aerosolen ausgelöste Bronchialobstruktion zu erwähnen, welche initial bei fortlaufender Messung bei einer Reihe von Patienten zu sehen ist und die vom lokalen Kältereiz des Treibgases ausgelöst wird (62). Dieser initiale Bronchokonstriktoreffekt wird durch die fortlaufende oszillatorische Messung besser erfaßt.

5. Vor- und Nachteile der oszillatorischen gegenüber der ganzkörperplethysmographischen Atemwiderstandsmessung.

Es handelt sich beim SIREGNOST FD 5 um ein Gerät, das im Vergleich zu einem Ganzkörperplethysmographen wesentlich billiger in der Anschaffung, einfacher in der Bedienung und bei einem Gewicht von nur 3 kg leichter zu transportieren ist. Dies ermöglicht seinen Einsatz in der Allgemeinpraxis und in der Arbeitsmedizin. Hier erscheint es zur Messung am Arbeitsplatz und zur Durchführung von Reihenuntersuchungen bei gefährdeten Personengruppen geeignet

Die Messung ist für den Probanden nicht belastend, da die Atmung nur wenig behindert wird und die Oszillationen im Normalfall nicht wahrgenommen werden. Es ist weder forcierte Atmung noch besondere Mitarbeit des Probanden nötig. Dies erlaubt den Einsatz des Gerätes schon bei kleinen Kindern, bei denen sich die klassischen Lungenfunktionsprüfungen nur schwierig durchführen lassen (29). Bei Schwerkranken und bei Bewußtlosen kann diese am Krankenbett anwendbare Methode Hinweise auf den Schweregrad der pulmonalen Veränderungen geben. Bei bestimmten Fragestellungen, z.B. bei inhalativen Provokationsmessungen (15,22,25,84), bei der Prüfung der nasalen Widerstandsänderung (4,6) oder bei der Prüfung von bronchodilatorischen Substanzen (31,50,60), besitzt die Oszillationsmethode den Vorteil, daß sie eine kontinuierliche Messung des Atemwiderstandes erlaubt und rasche Änderungen des Atemwiderstandes in Abhängigkeit von der Zeit erfaßt.

Diesen Vorteilen der oszillatorischen Atemwiderstandsmessung steht jedoch eine gewichtige Reihe von Nachteilen gegenüber. Der Meßbereich der Oszillationsmethode ist aus meßtechnischen Gründen nach oben hin begrenzt. Oszillatorische Werte von $\geq 0,8 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ sind nur mehr qualitativ brauchbar. Sie können lediglich als Orientierungsgröße dienen.

Die Informationen aus dem ganzkörperplethysmographischen Druck-Strömungs-Diagramm fehlen (z.B. Hinweise auf trapped air; expiratorisches Check-valve-Phänomen).

Ein weiterer Nachteil, die fehlende Information über das aktuelle Lungenvolumen, ist in letzter Zeit beseitigt worden. Es gelang, das Oszillationsprinzip gleichzeitig zur Dichtemessung zu verwenden. Dadurch kann im gleichen Meßgang mit nur geringem zusätzlichem Aufwand mittels Helium-Einwaschung auch das funktionelle Residualvolumen (FRC) mitbestimmt werden (43,51,67).

6. Zusammenfassung

Im Rahmen von Routineuntersuchungen wurden bei 958 Patienten der oszillatorisch gemessene Atemwiderstand (R_{os}) und der ganzkörperplethysmographisch bestimmte Atemwegwiderstand (R_{aw}) ermittelt. Außerdem wurden bei nahezu allen Probanden die Vitalkapazität (VC), das Residualvolumen (RV), die Totalkapazität (TC), die 1-Sekundenkapazität in Prozent der Vitalkapazität (FEV_1), die CO-Diffusionskapazität nach der "Single-breath"-Methode (D_{coSB}) und nach der "Steady-state"-Methode (D_{coSS}) und der Sauerstoffpartialdruck (PO_2) bestimmt.

Die Beziehung zwischen R_{os} und R_{aw} ließ sich über den gesamten Meßbereich durch ein Polynom 2. Grades wiedergeben: $R_{os} = 2,17 + 0,85 R_{aw} - 0,02 R_{aw}^2$ ($r = 0,78$).

Im Mittel lagen die Meßwerte für R_{os} um 0,17 Einheiten höher als die Vergleichswerte für R_{aw} . Im oberen Meßbereich zeigte das Oszillationsverfahren eine geringere Empfindlichkeit. In 1,2% der Fälle standen normale oszillatorische Werte von $<0,45 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ erhöhten ganzkörperplethysmographischen Atemwegwiderständen von $>0,35 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$, in 22,7% oszillatorische Atemwiderstände $>0,45 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ bodyplethysmographischen Resistancewerten im Normbereich gegenüber.

Für Frauen fanden sich im gesamten Meßbereich höhere Oszillationswerte als für Männer. Korrelationen zwischen R_{os} und morphometrischen Daten ergaben Hinweise, daß die Ursache hierfür unterschiedliche Körpergrößen sind.

Um die Auswirkung pathophysiologisch verschiedener Lungenerkrankungen auf R_{os} und R_{aw} zu überprüfen, wurden 12 Patientenkollektive gebildet: 1. Unspezifische, akut und chronisch obstruktive Lungenerkrankungen ($n=504$; $r=0,78$), 2. Lungenfibrosen a) Unsichere: M. Boeck I, I-II ($n=22$;

$r=0,49$); b) Lokale: Bronchialkarzinom, Lungenmetastasen, TBC ($n=54$; $r=0,71$); c) Diffuse: idiopathische Fibrosen, M. Boeck II-III, III ($n=37$; $r=0,56$); 3. Pleuraveränderungen: Verschwartungen, Ergüsse ($n=16$; $r=0,62$); 4. Mediastinale Raumforderungen: Tumoren, tracheale Strumen ($n=6$; $r=0,91$); 5. Lungenresektionen ($n=5$; statistische Auswertung nicht möglich); 6. Thoraxdeformitäten ($n=7$; $r=0,89$); 7. Zirkulatorische Störungen: a) Rechtsherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge: Cor pulmonale, pulmonale Hypertonie, Lungenembolien ($n=15$; $r=0,58$); b) Linksherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge: Mitralvitien, kardial bedingte Stauungen ($n=22$; $r=0,58$); 8. Pneumonien ($n=9$; $r=0,37$); 9. Funktionelle Syndrome ($n=255$; $r=0,60$). Insgesamt bestehen zwischen R_{os} und R_{aw} bei den meisten Patientenkollektiven enge Korrelationen ($r > 0,60$). Ausnahmen bilden die Gruppen der unsicheren Lungenfibrosen, der diffusen Lungenfibrosen, der Rechts- und Linksherzerkrankungen mit Beteiligung der Lunge und der Pneumonien.

R_{os} und R_{aw} wurden darüber hinaus mit verschiedenen anderen Lungenfunktionsparametern korreliert. Zwischen R_{os} bzw. R_{aw} einerseits und VC, RV, TC, FEV_1 , $D_{co}SB$, $D_{co}SS$ und Po_2 andererseits finden sich meist keine engen Korrelationen ($r \leq 0,60$). Ausnahmen liegen lediglich bei folgenden Patientengruppen vor: Unsichere Lungenfibrosen: R_{os}/FEV_1 : $r=-0,66$; $R_{aw}/D_{co}SB$: $r=0,67$. Pleuraveränderungen: R_{os}/VC : $r=-0,61$; R_{os}/FEV_1 : $r=-0,71$; $R_{os}/D_{co}SB$: $r=-0,63$. Mediastinale Raumforderungen: R_{os}/VC : $r=-0,75$; R_{os}/FEV_1 : $r=-0,86$; R_{aw}/FEV_1 : $r=-0,97$; $R_{os}/D_{co}SS$: $r=-0,78$. Thoraxdeformitäten: R_{os}/VC : $r=-0,61$; R_{os}/TC : $r=-0,73$; R_{aw}/TC : $r=-0,78$; R_{os}/FEV_1 : $r=-0,63$; R_{aw}/FEV_1 : $r=-0,85$. Rechtsherzerkrankungen: R_{os}/VC : $r=-0,70$; R_{aw}/VC : $r=-0,79$; R_{aw}/TC : $r=0,62$. Es ergeben sich Hinweise, daß die oszillatorische Resistance sowohl durch Änderung des Bronchiallumens als auch durch Veränderungen des Lungenvolumens und der Dehnbarkeit beeinflusst wird.

Bei 62 Patienten mit Verdacht auf ein überempfindliches Bronchialsystem wurde durch inhalative Provokation der Acetylcholin-Test durchgeführt und R_{os} sowie R_{aw} vor und nach der Inhalation bestimmt. Ein Anstieg von R_{os} um $0,1 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$ wurde als signifikant angesehen. R_{os} stieg bei positiver Reizantwort von einem höheren Ausgangsniveau deutlich geringer an als R_{aw} . 90 % der positiven Testergebnisse erbrachten eine Übereinstimmung zwischen R_{os} und R_{aw} . In den übrigen Fällen stand einem fehlenden Anstieg von R_{os} eine signifikante Änderung von R_{aw} gegenüber. Mit der Oszillationsmethode scheinen hierbei vor allem intraindividuelle Verlaufsbeobachtungen gut möglich.

Vor und nach Applikation von Salbutamol (Sultanol^R) wurde bei 135 Patienten mit obstruktiven Atemwegserkrankungen R_{os} und R_{aw} bestimmt. R_{os} wurde nach Salbutamol im Mittel geringer gesenkt als R_{aw} , jedoch wies ein hoher t-Wert auch für R_{os} auf einen signifikanten Abfall der Werte ($p < 0,001$). Die Ergebnisse zeigten, daß sich die Oszillationsmethode zur Objektivierung der Wirksamkeit bronchialerweiternder Pharmaka eignet.

Die oszillatorische Atemwiderstandsmessung ist eine einfach durchzuführende, den Patienten nicht belastende Screening-Methode zur Objektivierung von Bronchialobstruktionen leichten bis mittelgradigen Ausmaßes ($< 0,8 \text{ kPa l}^{-1}\text{s}$). Bei höhergradigen Obstruktionen jedoch und bei wissenschaftlichen Fragestellungen vermag sie die Ganzkörperplethysmographie nach wie vor nicht zu ersetzen.

Literaturverzeichnis

- 1) Amrein, R., Keller, R., Joos, H., Herzog, H.:
Neue Normalwerte für die Lungenfunktionsprüfung mit
der Ganzkörperplethysmographie.
Dtsch. med. Wschr. 94, 1785 - 1793 (1969)
- 2) Bachofen, H.:
Die mechanischen Eigenschaften der Lunge.
Hans Huber, Bern und Stuttgart 1969
- 3) Baur, X., Bergstermann, H., Fruhmann, G., Polke, H.,
Praml, G.:
Oszillatorische und ganzkörperplethysmographische
Messung des Atemwiderstandes bei allergeninduzierten
Bronchialobstruktionen.
Atemwegs- und Lungenkr., 4, 262 - 264 (1978)
- 4) Berdel, D., Gast, R.:
Registrierung der Nasen(wegs)widerstandsänderung mit
dem Oszillationsverfahren während der nasalen Provo-
kation mit Allergenen.
Allergologie 5, 252 - 254 (1979)
- 5) Berdel, D., Magnussen, H., Holle, J. P., Hartmann, V.:
Vergleich der oszillatorischen Atemwiderstandsmessung
mit der Plethysmographie und der Spirometrie im Kin-
desalter.
Schweiz. med. Wschr. 109, 92 - 94 (1979)
- 6) Berger, D., Nolte, D.:
Messung des Strömungswiderstandes der Nase mit der
Oszillationsmethode.
Prax. Pneumol. 33, 779 - 783 (1979)
- 7) Bölcskei, P.:
Klinische Erfahrungen mit der oszillatorischen Bestim-
mung des Atemtraktwiderstandes.
Tagungsbericht Öster. Arb. Gem. f. Klin. Atemphysiolo-
gie, 211 - 215 (1976)

- 8) Bründel, K.-H.:
Die Prüfung der Reagibilität des Bronchialbaumes am
Beispiel der betriebsärztlichen Praxis.
Wissenschaft und Umwelt 4, 172 - 177 (1979)
- 9) Bühlmann, A.A.:
Atmung
In: Siegenthaler, W. (hrsg.):
Klinische Pathophysiologie.
3. Auflage, Georg Thieme, Stuttgart 1976
- 10) Dirnagel, K., Fruhmann, G., Vierhub, S.:
Erfahrungen und Überlegungen zur körperplethysmogra-
phischen Messung des Strömungswiderstandes in den
Atemwegen.
Beiträge zur Klinik und Erforschung der Tuberkulose
und der Lungenkrankheiten 135, 276 - 283 (1967)
- 11) DuBois, A.B., Botelho, S.Y., Comroe, H.J.:
A new method for measuring airway resistance in man
using a bodyplethysmograph.
J. clin. Invest. 35, 327 - 335 (1956)
- 12) DuBois, A.B., Brody, A.W., Lewis, D.H., Burges, B.F.:
Oscillation mechanics of lungs and chest in man.
J. appl. Physiol. 8, 587 - 593 (1956)
- 13) Ferlinz, R.:
Lungen- und Bronchialerkrankungen. Ein Lehrbuch der
Pneumologie.
Georg Thieme, Stuttgart 1974
- 14) Finucane, K.E., Dawson, S.V., Phelan, P.D., Mead, J.:
Resistance of intrathoracic airways of healthy sub-
jects during periodic flow.
J. appl. Physiol. 38, 517 - 521 (1975)

- 15) Fischer, J., Matthys, H.:
Sollwerte für die forcierte Oszillationsmethode zur
Bestimmung des Atemwiderstandes.
Lung 155, 155 - 156 (1978)
- 16) Fischer, J., Rühle, K.H., Matthys, H.:
Oscillatory resistance and forced expiratory measu-
rement for screening of lung disorders.
Prog. Resp. Res. 11, 202 (1979)
- 17) Fisher, A.B., DuBois, A.B., Hyde, R.W.:
Evaluation of the forced oscillation technique for
determination of resistance to breathing.
J. Clin. Invest. 47, 2045 - 2052 (1968)
- 18) Flügel, E.:
Reelle, induktive und kapazitive Strömungswider-
stände.
In: Nolte, D., Korn, V. (Hrsg.):
Oszillatorische Messung des Atemwiderstandes.
Dustri, München-Deisenhofen 1979
- 19) Förster, E., Berger, D., Nolte, D.:
Vergleichsmessungen des Atemwiderstandes mit der Os-
zillationsmethode und mit der Bodyplethysmographie.
Verhdl. dtsch. Ges. inn. Med. 84, 392 - 395 (1978)
- 20) Franetzki, M., Prestele, K., Korn, V.:
A direct display oscillation method for the measure-
ment of the respiratory impedance and its components.
J. appl. Physiol. 5, 956 - 965 (1979)
- 21) Fruhmann, G., Klötzer-Vierhub, S.:
Ergebnisse der Ganzkörper-Plethysmographie und ihre
Beziehung zu Erkrankungen der Atmungsorgane.
Verhdl. dtsch. Ges. inn. Med. 73, 855 - 859 (1967)

- 22) Fuchs, E., Thiel, C.:
Zur Durchführung von inhalativen Provokationsproben
mit Allergenen.
Allergologie 1, 38 - 42 (1979)
- 23) Gary, K., Fessler, Ch., Ulmer, W.I.:
Intrapleurale Druckschwankungen bei der Messung des
1-Sekundenwertes und bei körperlicher Arbeit (Zur
Problematik des 1-Sekundenwertes).
Beitr. Klin. Tuberk. 134, 295 (1967)
- 24) Goldman, M., Knudson, R.J., Mead, J., Petersen, N.,
Schwaber, J.R., Wohl, M.E.:
A simplified measurement of respiratory resistance
by forced oscillation.
J. appl. Physiol. 28, 113 - 116 (1970)
- 25) Gonsior, E., Krüger, M., Maier-Sydow, J.:
Die Durchführung inhalativer Antigen-Provokations-
proben mit Hilfe der Ganzkörperplethysmographie.
Acta allerg. (Kbh.) 31, 283 - 296 (1976)
- 26) Helletzgruber, M., Kummer, F., Dorda, W.:
Vergleichsmessungen von oszillatorisch und plethys-
mographisch gemessenen Atemwiderständen.
Prax. Pneumol. 32, 578 - 583 (1978)
- 27) Heusinger, P.P.:
Die Atemmechanik in komplexer Darstellung.
Respiration 30, 12 - 30 (1973)
- 28) Hofmann, D., Pflug, M., Wönne, R.:
Oszillatorische Impedanzmessung bei Kindern und ihre
Bedeutung für die pneumologische Diagnostik.
Atemwegs- und Lungenkr. 3, 124 - 128 (1979)

- 29) Hofmann, D., Wönne, R., Völker, S.:
Die oszillatorische Impedanz und die Ganzkörperplethysmographie bei experimentellem Bronchospasmus (Histamin-Belastung im Kindesalter).
Atemwegs- und Lungenkr. 4, 239 - 241 (1980)
- 30) Holle, J.P., Magnussen, H., Berdel, D., Hartmann, V.:
Die Bedeutung der oszillatorischen Atemwiderstandsmessung in der Lungenfunktionsdiagnostik: Eine vergleichende Untersuchung bei Erwachsenen und Kindern.
Prax. Pneumol. 33, 662 - 665 (1979)
- 31) Holle, J.P., Hartmann, V., Heer, G., Magnussen, H.:
Die kontinuierliche Messung des oszillatorischen Atemwiderstandes unter Salbutamol-, Aminophyllin- und Ipratropiumbromid-Gabe.
Atemwegs- und Lungenkr. 6, 418 - 420 (1978)
- 32) Holle, J.P., Magnussen, H., Hartmann, V.:
Der Einfluß elastischer Eigenschaften der Lunge auf die oszillatorische Impedanzmessung.
Atemwegs- und Lungenkr. 4, 232 - 234 (1980)
- 33) Holle, J.P., Magnussen, H., Hartmann, V.:
Measurement of oscillatory impedance during air and Helium breathing.
Prog. Resp. Res. 11, 162 - 171 (1979)
- 34) Holle, J.P., Magnussen, H., Hartmann, V., Hollstein, G.:
Die oszillatorische Atemwiderstandsmessung: Ersatz oder Ergänzung der spirometrischen und plethysmographischen Funktionsdiagnostik ?
Verh. Dtsch. Ges. inn. Med., 84, 395 (1978)
- 35) Hyatt, R.E., Zimmermann, I.R., Peters, G.M., Sullivan, W.J.:
Direct writeout of total respiratory resistance.
J. appl. Physiol. 28, 675 - 678 (1970)

- 36) Jeremie, U., Weitowitz, H.J., Flügel, E.:
Erfahrungen mit einer praxisgerechten Methode zur
Atemwiderstandsmessung.
Ber. 18. Jahr. Ig. Dt. Ges. f. Arb. Med., Frankfurt-
Höchst, 393 - 403 (1978)
- 37) Jiemsripong, K., Hyatt, R.E., Offord, K.P.:
Total respiratory resistance by forced oscillation
in normal subjects.
Mayo Clin. Proc. 41, 553 - 556 (1976)
- 38) Kappos, A.D.:
Forced oscillation measurement of airway resistance
in diagnosis of extrinsic bronchial asthma.
3rd Charles Blackley Symposium, Univ. of Nottingham,
England, April 1978
- 39) König, G.:
Die klinische und prognostische Bedeutung des inha-
lativen Provokations-Tests mit Acetylcholin.
Diss. Arbeit München (1976)
- 40) Korn, V.:
Die bestimmung des Atemwiderstandes mit dem oszil-
latorischen Meßprinzip.
In: Nolte, D., Korn, V. (Hrsg.):
Oszillatorische Messung des Atemwiderstandes.
Dustri, München-Deisenhofen 1979
- 41) Korn, V., Franetzki, M., Prestele, L.:
Ein neues Gerät zur Bestimmung des Atemwiderstandes.
Jahreskongr. Ges. f. Aerosolforsch., Bad Soden, 1976
- 42) Korn, V., Franetzki, M., Prestele, L.:
A simplified approach to the measurement of respira-
tory impedance.
Prog. Resp. Res. 11, 144 - 161 (1979)

- 43) Korn, V., Franetzki, M., Smidt, U.:
Oszillatorische Bestimmung der funktionellen Residu-
alkapazität (FRC).
Acta med. Austriaca 4, 136 (1979)
- 44) Korte, W.:
Zur Bedeutung des Phasenwinkels bei der oszillatori-
schen Atemwiderstandsmessung.
Prax. Pneumol. 33, 845 - 856 (1979)
- 45) Krieger, H.G., Weitowitz, H.J., Jeremie, U., Flügel, E.:
Experiences with a new oscillation method for measu-
ring airway resistance.
19th Int. Congr. Occupational Health, Dubrovnik 1978
- 46) Kroidl, R.F.:
Inhalativer Provokationstest mit Allergenen. Erfahrun-
gen mit einem neuen Gerät zur direkten Messung des
Atemwiderstandes.
Prax. Pneumol. 32, 521 - 528 (1978)
- 47) Landser, F.J., Nagels, J., Demedts, M., Billiet, L.,
van des Woestijne K.P.:
A new method to determine frequency characteristics of
the respiratory system.
J. appl. Physiol. 41, 101 - 106 (1976)
- 48) Light, R.W.
The one best test for evaluating the effects of bron-
chodilator therapy.
Chest 72, 512 - 516 (1977)
- 49) Magnussen, H.:
Der Einfluß von intravenösem Theophyllin-Äthylendia-
min auf die Lungenfunktion bei Patienten mit chroni-
schem Asthma bronchiale.
Therapiewoche 33, 5174 - 5178 (1981)

- 50) Magnussen, H., Hartmann, V., Thoma, R.:
Die Beurteilung pharmakologischer Bronchodilatation:
Vergleich der oszillatorischen Widerstandsmessung
mit der Spirometrie und Plethysmographie.
Tagungsbericht Öster. Arb. Gem. f. Klin. Atemphysio-
logie, 159 - 160 (1977)
- 51) Magnussen, H., Holle, J.P.:
Die Atemimpedanz bei Luft- und Heliumatmung.
In: Nolte, D., Korn, V. (Hrsg.):
Oszillatorische Messung des Atemwiderstandes.
Dustri, München-Deisenhofen (1979)
- 52) Mansell, A., Levison, H., Kruger, K., Tripp, T.L.:
Measurement of respiratory resistance in children
by forced oscillation.
Am. Rev. Resp. Dis. 106, 710 - 715 (1972)
- 53) Marcq, M., Bonckaert, A., Smets, J., Minette, A.:
Reference values of total airway resistance in
adult men.
Bull. Physiopath. Resp. 11, 185 - 186 (1975)
- 54) Matthys, H.:
Objektivierung der bronchospamolytischen Therapie.
In: Hitzenberger, G., Kaik, G. (Hrsg.): Die medika-
mentöse Behandlung der obstruktiven Atemwegserkran-
kungen.
Schnetztor-Verlag, Konstanz 1978
- 55) Mead, J.:
Control of respiratory frequency.
J. appl. Physiol. 15, 325 - 336 (1960)
- 56) Medici, T.C.:
Dyspnoe. In: Hegglin, R., Siegenthaler, W. (Hrsg.):
Differentialdiagnose innerer Krankheiten.
14. Auflage, Georg Thieme, Stuttgart 1980

- 57) Meinke, H., Gundlach, F.W.:
Taschenbuch der Hochfrequenztechnik.
2. Auflage, Springer, Berlin 1962
- 58) Michaelson, E.D., Grassmann, E.D., Peters, W.R.:
Pulmonary mechanics by spectral analysis of forced
random noise.
J. clin. Invest. 56, 1210 - 1214 (1975)
- 59) Morishita, K.:
Wertigkeit intrapulmonaler Funktionsparameter nach
unspezifischer und spezifischer Inhalation.
Diss. Arbeit München 1981
- 60) Nieding, v. G., Smidt, U.:
Pharmakokinetics of different bronchodilators as mea-
sured continously with the oscillation method.
Bull. Physiopath. Resp. 13, 126 - 127 (1977)
- 61) Nolte, D., Berger, D., Förster, E.:
Oszillations- und Unterbrechermethode.
Atemwegs- und Lungenkr. 5, 357 - 364 (1980)
- 62) Nolte, D., Berger, D., Förster, E.:
Wirken Treibgase von Dosier-Aerosolen bronchokonstri-
ktorisch ?
Dtsch. med. Wschr. 104, 172 - 174 (1979)
- 63) Nolte, D., Förster, E., Berger, D.:
Theoretical und clinical aspects of impedance measure-
ments of the respiratory system.
Prog. Resp. Res. 11, 172 - 178 (1979)
- 64) Nolte, D., Korn, V.:
Oszillatorische Messung des Atemwiderstandes.
Workshop Bad Reichenhall, 14.1.1978
Dustri, München-Deisenhofen 1979

- 65) Otis, A.B., Mc Kerrow, C.B., Bartlett, R.A., Mead, J.,
Mc Ilroy, M.B., Selverstone, N.J., Radford, E.P.:
Mechanical factors in distribution of pulmonary ven-
tilation.
J. appl. Physiol. 8, 427 - 443 (1956)
- 66) Peslin, R., Papon, J., Duvivier, C., Richalet, J.:
Frequency response of the chest: modeling and para-
meter estimation.
J. appl. Physiol. 39, 523 - 534 (1975)
- 67) Petro, W., Gahlen, G., Korn, V.:
Patient-referred application of a new analytical me-
thod for the determination of the funktional residual
capacity.
Elektromedica 3, 96 - 101 (1980)
- 68) Petro, W., Smidt, U., v. Nieding, G., Korte, W.:
Beziehungen zwischen oszillatorischem Atemwiderstand
und Phasenwinkel sowie anderen Lungenfunktionsgrößen.
Atemwegs- und Lungenkr. 3, 120 - 123 (1979)
- 69) Piiper, J.:
Physiologie der Atmung.
In: Gauer, O.H., Kramer, K., Jung, R. (Hrsg.):
Physiologie des Menschen. Band 6: Atmung
Urban und Schwarzenberg, München-Berlin-Wien 1972
- 70) Prestele, K.:
Modelle zur Deutung des komplexen Atemwiderstandes.
In. Nolte, D., Korn, V. (Hrsg.):
Oszillatorische Messung des Atemwiderstandes.
Dustri, München-Deisenhofen 1979
- 71) Reichel, G.:
Zur Diagnose der obstruktiven Atemwegserkrankungen.
Therapiewoche 23, 1749 (1973)

- 72) Reichel, G.:
Diagnostik und Beurteilung berufsbedingter obstruktiver Atemwegserkrankungen aus toxischer oder chemisch irritativer Ursache.
Arbeitsmedizin-Sozialmedizin-Präventivmedizin 12,
270 - 275 (1978)
- 73) Reichel, G., Hölting, G., Temme, V., Ullrich, D.:
Funktionelle Diagnostik von obstruktiven Atemwegserkrankungen mit Hilfe der oszillatorischen Atemwegswiderstandsmessungen in der arbeitsmedizinischen und pneumologischen Praxis.
Praxis. Pneumol. 32, 388 - 397 (1978)
- 74) Ross, A.J., Raber, M.B., Kirk, B.W., Goldstein, D.H.:
Direct readout of respiration impedance.
Mechanical and biological Eng. 14, 558 - 564 (1976)
- 75) Schmidt, O.P.:
Priorität der Spirographie zur Früherfassung und Therapie obstruktiver Atemwegssyndrome in der Praxis.
In: Ferlinz, R. (Hrsg.):
Lungenfunktionsdiagnostik
Dustri, München-Deisenhofen 1977
- 76) Schmidt, W.:
Methoden zur Messung der Atemmechanik.
In: Ferlinz, R. (Hrsg.):
Lungenfunktionsdiagnostik
Dustri, München-Deisenhofen 1977
- 77) Smidt, U., Löllgen, H., v. Nieding, G., Franetzki, M., Korn, V., Prestele, K.:
A new method for determining respiratory resistance.
Verh. der Ges. für Lungen- und Atmungsforschung 6,
211 - 220 (1976)

- 78) Smidt, U., Muysers, K.:
Eine einfache Vergleichs-Oszillations-Methode zur objektiven Bestimmung der Strömungswiderstände in den Atemwegen.
Prog. Resp. Res. 6, 402 - 407 (1971)
- 79) Smidt, U., Muysers, K.:
A simplified oscillation method with electronic signal handling for the determination of airway impedance.
Bull. Physiopath. Resp. 7, 281 - 290 (1971)
- 80) Smidt, U., v. Nieding, G.:
Reference values for males and females for resistance to breathing by forced oscillation.
Vortrag, 5th General Meeting of the S.E.P.C.R.
Advances in Clinical Respiratory Physiology,
Mailand, Juli 1977
- 81) Smidt, U., v. Nieding, G., Löllgen, H.:
Frühdiagnostik obstruktiver Atemwegserkrankungen in der Praxis mit Hilfe der oszillatorischen Impedanzmessung.
Tagungsbericht Öster. Arb. Gem. f. Klin. Atemphysiol.
139 - 148 (1976)
- 82) Stanescu, D.C., Resler, r., Veriter, C., Frans, A., Brasseur, L.:
A modified measurement for respiratory resistance by forced oscillation during normal breathing.
J. appl. Physiol. 39, 305 - 311 (1975)
- 83) Tanabe, G., Takahashi, H., Fujimoto, K., Yamabayashi, H., Ichinosawa, A., Tonomura, S., Tani, H.:
The measurement of respiratory resistance by oscillation technique.
Ann. Rep. Center for Adult Diseases.
Osaka 5, 83 - 93 (1965)

- 84) Thiel, C., Fuchs, E.:
Zur Methodik des inhalativen Allergen - Provokations-
testes mittels oszillatorischer Atemwiderstandsmessung.
Allergologie 2, 102 - 104 (1978)
- 85) Ulmer, W.T.:
Unspezifische chemisch-physikalische Reize als Ursa-
che von Asthmaanfällen.
Schweiz. med. Wschr. 96, 941 (1966)
- 86) Ulmer, W.T., Islam, M.S.:
Die Acetylcholinempfindlichkeit des Bronchialbaumes.
Respiration 31, (1971)
- 87) Ulmer, W.T., Islam, M.S., Bakran jr., I.:
Untersuchungen zur Ursache der Atemwegsobstruktion
und des Überempfindlichen Bronchialsystems.
Dtsch. med. Wschr. 96, 1759 (1971)
- 88) Ulmer, W.T., Reichel, G., Nolte, D.:
Die Lungenfunktion - Physiologie und Pathophysiologie,
Methodik.
2. Auflage, Georg Thieme, Stuttgart 1976
- 89) Ulmer, W.T., Reichel, G.:
Der Einfluß von Alter, Geschlecht und Gewicht auf die
Häufigkeit unspezifischer Atemwegserkrankungen.
Int. Arch. Arbeitsmed. 27, 27 (1970)
- 90) Ulmer, W.T., Reif, E.:
Die obstruktiven Erkrankungen der Atemwege.
Dtsch. med. Wschr. 90, 1803 (1965)
- 91) Valentin, H. et al.:
Arbeitsmedizin. Ein kurzgefaßtes Lehrbuch für Ärzte
und Studenten.
Bd. 1: Grundlagen für Prävention und Begutachtung.
2. Auflage, Georg Thieme, Stuttgart (1979)
- 92) Weber, E.:
Grundriß der biologischen Statistik.
6. Auflage, Fischer, Stuttgart 1967

Lebenslauf

Am 6. März 1954 wurde ich als Sohn des Arztes Dr. med. Albert Stieß und seiner Ehefrau Irmentraud, geb. Kastl, in Vilsbiburg geboren.

Nach der 4. Klasse Volksschule in Vilsbiburg trat ich 1964 in das humanistische Hans-Carossa-Gymnasium in Landshut ein, an dem ich 1973 die Reifeprüfung ablegte.

Im Wintersemester 1973/74 begann ich an der Ludwig-Maximilian-Universität in München mit dem Chemiestudium. Nach drei Semestern wechselte ich in das Studienfach Humanmedizin über. Am 25. April 1980 wurde mir die Approbation zum Arzt erteilt.

Vom Juli 1980 bis September 1981 leistete ich meinen Wehrdienst bei der Bundeswehr als Truppenarzt ab.

Seit 1. Oktober 1981 bin ich Assistenzarzt in der Inneren Abteilung des Kreiskrankenhauses Freising.

Für das Zustandekommen dieser Arbeit danke ich
Herrn Prof. Dr. G. Fruhmann, Herrn Dr. X. Baur
und Herrn Polke.

